



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

**MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA
DENTÁRIA**

CONCEITO DE PERDA ÓSSEA ZERO EM IMPLANTOLOGIA

Trabalho submetido por
Carlota Maria da Costa Pedro Claro Maça
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Setembro de 2021



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

CONCEITO DE PERDA ÓSSEA ZERO EM IMPLANTOLOGIA

Trabalho submetido por
Carlota Maria da Costa Pedro Claro Maça
para a obtenção do grau de **Mestre** em Medicina Dentária

Trabalho orientado por
Prof. Doutor José Alexandre Brito Antunes Reis

Setembro de 2021

DEDICATÓRIA

Aos meus pais,

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, Prof. Doutor José Alexandre Reis, um sincero obrigada por todo o apoio, disponibilidade, profissionalismo e contributo durante a elaboração deste trabalho de final de curso.

À Egas Moniz, pelos melhores anos da minha vida, pelas recordações e ensinamentos que levo. A todos os professores, funcionários e amigos que se cruzaram comigo nestes 5 anos um enorme obrigada.

Um agradecimento eterno, Mãe, Pai e Irmã, por tudo o que sempre fizeram por mim, nunca haverá palavras suficientes para vocês. Obrigada por acreditarem em mim, por estarem presentes incondicionalmente e por serem o meu maior exemplo de vida. Sem vocês nada disto seria possível.

Quero agradecer de forma especial a toda minha família. Aos meus queridos avós, primos e ao meu Tio Osvaldo, por todos os ensinamentos e por estar sempre disponível.

À Inês, a minha parceira desde o primeiro dia, imprescindível amiga e conselheira no decurso destes anos. Nada teria sido igual sem ti, levo-te para toda a vida.

À Joana, minha amiga e colega de box, levo comigo todas as gargalhadas que me fizeste dar e tudo o que aprendi contigo.

RESUMO

A aplicação generalizada de implantes foi tão bem sucedida, que ocorreu uma expansão dos cenários clínicos passíveis de terapia com implantes dentários. Infelizmente, apesar de ter acontecido com a melhor das intenções, o número de complicações associadas à terapia com implantes dentários tem vindo a aumentar. As consequências incluem a perda de implantes, perda de tecido biológico, perda financeira e trauma psicológico.

A perda óssea marginal peri-implantar precoce era controversa devido ao conhecimento limitado sobre como o tecido duro se remodelava após a adaptação à largura biológica do implante. Hoje em dia, com a utilização de novas tecnologias de superfície, novos designs de implantes e com a disponibilidade de acesso a novas pesquisas sobre os fatores que afetam a remodelação óssea, esse conceito deve ser redefinido.

Inúmeras variáveis demonstraram afetar a perda óssea marginal precoce. De entre elas, a localização do micro-espço em relação à crista óssea alveolar, a oclusão e a utilização de um pescoço de implante polido. Recentemente, a espessura do tecido mole também tem sido investigada como um possível fator que influencia esse fenómeno bem como a influência da morfologia do pilar e do tratamento da superfície do mesmo na remodelação óssea durante o período de osseointegração.

Atualmente, parte-se do princípio que com a colocação de implantes existe sempre uma perda óssea associada, por mais reduzida que esta possa ser. Contudo, com os últimos estudos tem-se vindo a comprovar que é possível a colocação de implantes alcançando a perda óssea zero, ou muito próxima deste valor. Para que isso aconteça é necessário alterar parâmetros protéticos e cirúrgicos do implante e ter em atenção fatores biológicos do próprio paciente.

A pesquisa irá ser realizada através da bibliografia online presente nos motores de busca PubMed, Google Académico, Scielo e Cochrane.

Palavras-chave: Perda Óssea Crestal, Micro-espço, Pilar, Localização Crestal.

ABSTRACT

The widespread application of implants has been so successful that there has been an expansion of the clinical scenarios amenable to dental implant therapy. Unfortunately, despite having happened with the best of intentions, the number of complications associated with dental implant therapy has been increasing. Consequences include loss of implants, loss of biological tissue, financial loss and psychological trauma.

Early peri-implant marginal bone loss was controversial due to limited knowledge about how hard tissue remodeled after adaptation to the biological width of the implant. Today, with the use of new surface technologies, new implant designs and the availability of access to new research on the factors that affect bone remodeling, this concept must be redefined.

A number of variables have been shown to affect early marginal bone loss. Among them, the location of the micro-space in relation to the alveolar bone crest, occlusion and the use of a polished implant neck. Recently, soft tissue thickness has also been investigated as a possible factor influencing this phenomenon, as well as the influence of abutment morphology and surface treatment on bone remodeling during the period of osseointegration.

Currently, it is assumed that with the placement of implants there is always an associated bone loss, however small it may be. However, recent studies have shown that it is possible to place implants achieving zero bone loss, or very close to this value. For this to happen, it is necessary to change the implant's prosthetic and surgical parameters and pay attention to the patient's own biological factors.

The search will be carried out through the online bibliography present in the search engines PubMed, Google Academic, Scielo and Cochrane.

Keywords: Crestal Bone Loss, Microgap, Abutment, Crestal Location.

ÍNDICE

I – Introdução	1
II – Desenvolvimento	3
1. Mecanismo Ósseo	3
2. Conceitos Protéticos.....	4
2.1. Design do Implante.....	4
2.1.1. Tipo de Material Constituinte	5
2.1.2. Tipo de Tratamento de Superfície	7
2.1.3. Implante de 1 ou 2 Peças	9
2.1.4. Presença ou Ausência de Pescoço Polido.....	12
2.1.5. Diâmetro	13
2.2. Design do Pilar	14
2.2.1. Platform-Switch	14
2.2.2. Micro-Espaço	17
2.2.3. Tipo de Conexão Implante-Pilar	20
2.2.4. Micromovimentos Implante-Pilar	21
2.2.5. Altura do Pilar.....	22
2.3. Tipos de Restaurações.....	24
2.3.1. Tipo de Conexão	24
2.3.1.1. Cimentadas.....	25
2.3.1.2. Aparafusadas	26
2.3.2. Tipo de Material.....	28
2.4. Microinfiltração	30
3. Conceitos Cirúrgicos.....	30
3.1. Profundidade de Inserção Crestal	31
3.2. Torque de Inserção.....	35
4. Conceitos Biológicos	37
4.1. Anatomia Óssea	37
4.2. Espessura dos Tecidos Moles	39
4.2.1 Mucosa Fina.....	42

4.3. Sobrecarga Oclusal	44
4.4. Fatores Metabólicos que Afetam o Metabolismo Ósseo	45
4.4.1. Colesterol e Ácidos Gordos	45
4.4.2. Vitamina D.....	46
4.4.3. Hiperglicémia.....	48
III. Perda Óssea	49
IV – Conclusão.....	51
V – Bibliografia.....	53

INDICE DE FIGURAS

Figura 1: Tratamentos de superfície comumente usados em implantes dentários de titânio.....	8
Figura 2: Nível ósseo da crista ao redor de um implante não restaurado, coberto, de duas peças colocado subcrestalmente, e o nível ósseo crestal pós-restaurado localizado na primeira rosca de um implante dentário rosqueado aproximadamente 1,5 mm apical à junção implante-pilar.....	10
Figura 3: Comparação entre silhuetas de implantes com pilar de plataforma convencional e pilar com PS com uma conexão interna.....	15
Figura 4: Quantidade de exposição que o ICT do pilar terá com o osso circundante e com o tecido mole quando posicionado na borda externa do implante. Em contraste, com o reposicionamento horizontal para dentro do ICT do pilar moverá o ICT do pilar para longe do osso crestal e para uma área mais confinada.....	17
Figura 5: Representações esquemáticas e radiológicas da reabsorção óssea 4 meses após a colocação dos pilares sem modificação da plataforma.....	19
Figura 6: Representações esquemáticas e radiológicas da reabsorção óssea 4 meses após a colocação dos pilares com diâmetro menor que a plataforma do implante.....	20
Figura 7: Mudanças no nível ósseo entre os grupos com pilares com altura de 1mm e de 2.5mm durante 36 meses.....	23
Figura 8: Árvore de Decisão: coroa aparafusada versus cimentada.....	25
Figura 9 Desenho e colocação do implante, área de estudo histomorfométrico e histológico.....	32
Figura 10: Largura biológica peri-implantar.....	39
Figura 11: Aproximação das dimensões da interface do tecido mole.....	40
Figura 12: Visualização gráfica das diferenças significativas entre os grupos de tecidos moles e a respetiva perda óssea.....	41
Figura 13: Sequência que representa o uso clínico do pilar de cicatrização personalizado.....	42

INDICE DAS TABELAS

Tabela 1: Características de diferentes posições apicocoronais dos implantes.....	35
--	----

INDICE DAS ABREVIATURAS

PS – Platform-switch

IAI – Interface Implante-Pilar

ICT – Inflammatory Cell Infiltrate

TI – Torque de inserção

3D – Três dimensões

TiO₂ – Óxido de Titânio

MPa – Megapascal (unidade de pressão)

GPa – Gigapascal (unidade de pressão)

μm – Micrómetro

rpm – Rotações por Minuto

CT – Connective Tissue

BMF – Gordura da Medula Óssea

Ncm – Newton Centímetro

PFM – Coroas de Porcelana Fundidas com Metal

OPG – Osteoprotegerina

CTX – Telopectídeo C-Terminal de Colagénio Tipo I

BIC – Contacto Osso-Implante

DIB – Distância entre o Ombro do Implante e o Primeiro Contacto Osso-Implante

RANKL – Ligante do recetor ativador do fator nuclear K β

VEGF – Fator de Crescimento Endotelial Vascular

PTH – Hormona Paratiroideia

I – Introdução

A edentulação, inadequadamente compensada por próteses removíveis, pode não apenas implicar num comprometimento da função oral e perda de osso alveolar, mas também conduzir a uma redução na autoconfiança do próprio paciente (Adell et al., 1981).

Os implantes dentários vieram revolucionar a reabilitação dentária moderna, uma vez que pacientes total ou parcialmente desdentados beneficiam de uma solução fixa sem precisar de se preocupar com a estabilidade ou o conforto da mesma (Dibart et al., 2005).

Foi demonstrado por ensaios clínicos a longo prazo que os implantes dentários se tornaram numa solução confiável para a reabilitação funcional e estética de pacientes parcial ou totalmente desdentados com taxas de sobrevivência de mais de 95% (Mangano et al., 2016). Trata-se de um procedimento seguro e previsível (Derks et al., 2015; Jung et al., 2012; Pjetursson et al., 2012), apresentando resultados clínicos altamente satisfatórios (Annibali et al., 2012).

Uma variedade de sistemas de implantes foram desenvolvidos e continuam a ser realizados avanços em áreas como o material usado para o corpo dos implantes, técnicas para a sua colocação e novos pilares, entre outros. No entanto, um número semelhante de falhas de implantes continua a ser relatado, e a patologia observada é em muitos aspetos semelhante à da periodontite que ocorre ao redor dos dentes naturais (Takashi Miyata et al., 2000). Infelizmente, por maior utilidade que os implantes possam ter trazido podem apresentar também alguns problemas. À medida que o uso mundial de implantes dentários foi aumentando, um maior número de médicos dentistas enfrentou problemas semelhantes aos encontrados em dentes naturais (Dibart et al., 2005).

A estabilidade óssea da crista ao redor dos implantes dentários continua a ser um dos fatores mais importantes para o sucesso do tratamento com implantes e um dos grandes debates na implantologia, sendo esta considerada importante para a preservação do osso cortical, longevidade de implantes curtos e prevenção da recessão dos tecidos peri-implantares, que geralmente acompanham a perda óssea crestal (Puisys & Linkevicius, 2015). Além de grandes vantagens clínicas para o paciente, há um resultado positivo a longo prazo uma vez que o osso marginal estável proporciona ao paciente e, também ao Médico Dentista conforto psicológico e satisfação. Portanto, é necessário estar ciente das possíveis causas que podem levar à perda da estabilidade do osso crestal e usar todos os métodos possíveis para prevenir a reabsorção óssea (Linkevicius, 2018).

É bastante claro que a forma como o implante é fabricado afeta o seu sucesso, tal como a construção de um carro influencia a maneira como ele funciona. Existem muitos fatores de desenho do implante que podem influenciar o seu desempenho (Linkevicius, 2019).

Muitos estudos clínicos em variadas indicações clínicas documentaram altas taxas de sucesso na terapia com implantes dentários endósseos. Quando se avaliou o sucesso nesses estudos, vários critérios específicos foram tidos em conta (J. S. Hermann et al., 2000). Entre vários critérios estavam a falta de mobilidade, a ausência de infecção ou desconforto persistente, falta de dor e a ausência de radiolusência periapical contínua (Albrektsson et al., 1986). A maioria desses critérios são projetados para avaliar a integridade da integração óssea do implante e fornecem poucas informações relacionadas à integração das partes moles do implante (J. S. Hermann et al., 2000).

No trabalho de Akcalı em 2017 é referido que na visão de Tatarakis (2012) a perda óssea da crista pode ser de natureza fisiológica ou patológica e pode ser influenciada por vários fatores. Algumas variáveis que podem afetar a perda óssea crestal são o trauma cirúrgico segundo Qian (2012), o posicionamento do implante segundo Van Eekeren (2015), o desenho do implante segundo Canullo (2010), o diâmetro do implante segundo Petrie e Williams (2005), a altura do pilar segundo Galindo-Moreno (2015), o tipo de conexão implante-pilar segundo Schwarz (2014), o desenho protético segundo Cardaropoli (2006), a presença de microflora patogénica segundo Lindhe e Meyle (2008) e o tabagismo segundo Galindo-Moreno (2005) (Akcalı et al., 2017).

II – Desenvolvimento

1. Mecanismo Ósseo

A osseointegração é uma definição histológica, parcialmente clínica e radiográfica. Um implante só pode ser considerado como osseointegrado quando ocorre uma observação contínua, uma vez que as mudanças podem ser graduais, e não evidentes a partir da resolução dada pela radiografia, pelo menos a curto prazo. Assim sendo, devem ser aliadas as evidências clínicas de mobilidade e da resposta óssea radiográfica do implante, que embora possam ser analisadas separadamente, tratam-se de dois fatores inseparáveis (Albrektsson et al., 1986).

Depois dos implantes dentários serem ancorados, uma sequência de respostas imunoinflamatórias seguidas por angiogénese e, eventualmente osteogénese, ocorrem para atingir a osseointegração. Consequentemente, a trombina e o fibrinogénio aderem à superfície do implante. Mais tarde, os neutrófilos povoam o local recetor do implante antes que os monócitos e macrófagos se infiltrem nessa zona. Estas etapas cumprem um papel fundamental na homeostase inicial, pois libertam as citocinas e os fatores de crescimento que estimulam a deposição da matriz de colagénio ao redor do implante, alcançando-se o tecido ósseo recém-formado (geralmente após 5 dias). Passado cerca de 8 a 12 semanas, o osso lamelar inicia a estabilidade biológica, ou seja, a osseointegração (Insua et al., 2017).

O processo de cicatrização divide-se genericamente em 3 partes: a inicial, que vai até cerca do primeiro ano de carga e implica um elevado número de osteócitos, o segundo estágio que se estende até ao quinto ano, que é quando o osso amadurece após outro período de remodelação ativa e também com grande presença de osteócitos e, por último, o terceiro estágio que implica uma redução do número de osteócitos e na remodelação óssea (Insua et al., 2017). O osso peri-implantar sofre remodelação após trauma cirúrgico, devido ao estabelecimento da largura biológica, mas também se mantém em remodelação óssea ativa durante anos estimulada pela carga mastigatória após a cicatrização pós-implantação (Insua et al., 2017).

A perda óssea marginal ao redor dos implantes dentários é multifatorial em termos de causalidade, dificultando medidas preventivas e intervenções terapêuticas direcionadas (Bosshardt et al., 2017). Desde que os médicos dentistas estejam devidamente treinados e usem sistemas de implantes bem controlados a perda por peri-implantite ocorre apenas em 1 a 2% dos implantes (Bosshardt et al., 2017). Contudo, por vezes existem alguns fatores que podem modificar o próprio processo de osteointegração, tais como (Chang & Giannobile, 2012):

- Qualidade e quantidade óssea;
- Design do implante;
- Técnica cirúrgica;
- Cuidados pós-cirúrgicos;
- Remodelação óssea;
- Saúde sistêmica;
- Entre outros.

2. Conceitos Protéticos

O resultado bem-sucedido de qualquer procedimento implantológico é certamente dependente da inter-relação de vários componentes de uma equação sendo um deles o desenho protético, que vai englobar considerações de design, materiais usados, a localização dos implantes e o tempo de carregamento, juntamente com os aspetos higiénicos do próprio paciente (Albrektsson et al., 1986).

2.1. Design do Implante

Existem muitos fatores de desenho do implante que podem influenciar o seu desempenho, como por exemplo, o desenho da rosca do implante que pode aumentar ou diminuir a estabilidade primária do implante, a liga do implante pode aumentar ou diminuir a possibilidade de osseointegração do implante, o formato e o comprimento da conexão do pilar que podem tornar a junção implante-pilar menos ou mais favorável para a sua reabilitação (Linkevicius, 2019). Para além dos anteriores existem dois principais fatores de desenho do implante que são importantes no desenvolvimento de conceitos de

perda óssea zero: a presença ou ausência de um pescoço de implante polido e a conexão implante-pilar ou micro-espaco. Estes fatores protéticos foram selecionados como os mais importantes para a sobrevivência do implante e para a estabilidade óssea da crista (Linkevicius, 2019).

2.1.1. Tipo de Material Constituinte

A história da implantologia dentária atual começa no início do século XIX. Em 1891, Znamenski e Hillischer colocaram implantes feitos de porcelana e guta-percha. Payne usou cápsulas de estanho folheadas a ouro cheias com guta-percha e, Greenfield inseriu implantes endósseos que consistiam em cilindros entrelaçados de irídio-platina. O período de 1950 a 1970 foi caracterizado por uma explosão de novos desenvolvimentos (Alghamdi & Jansen, 2020).

Os implantes desenvolvidos por Sandhaus em 1976 eram feitos de óxido de alumínio, que alegou que este material era menos irritante para os tecidos do que as ligas de metal comumente usadas (Alghamdi & Jansen, 2020). A primeira geração de implantes de cerâmica foi então feita a partir deste material. Este tipo de implantes podem ser osseointegrados, contudo as suas propriedades biomecânicas, refletidas pela tenacidade à fratura, são insatisfatórias. Os estudos clínicos sobre estes implantes mostraram taxas de sobrevivência a longo prazo entre 65% e 92%. No entanto, a heterogeneidade dos resultados impediu que fossem recomendados para uso rotineiro. Consequentemente, mais tarde no início dos anos 90 os implantes de óxido de alumínio foram retirados do mercado (Cionca et al., 2017).

No final de 1960 e início de 1970, foram propostos critérios para a integração de implantes dentários endósseos. Estudos experimentais feitos por Branemark et al. (1969) e Schroeder et al. (1976) demonstraram que os implantes de titânio cicatrizam com um contacto direto osso-implante, a que Branemark (1983) chamou de "osseointegração" ou "anquilose funcional", respetivamente (J. S. Hermann et al., 2000).

Como consequência dessas descobertas, Branemark introduziu no final da década de 1970 os implantes rosqueados fabricados com titânio (99,7%). A base para o uso de titânio em implantes foi a sua alta resistência à corrosão, graças à presença de óxido de titânio (TiO₂) a cobrir a superfície do metal. Branemark observou que esta camada de TiO₂ poderia atingir um contacto direto osso-implante, desde que fosse usada uma técnica cirúrgica correta (Alghamdi & Jansen, 2020).

Como material alternativo foram introduzidas as cerâmicas de zircónia com propriedades aprimoradas que exibem várias propriedades físicas e mecânicas promissoras, incluindo resistência a altas temperaturas, resistência ao desgaste, estabilidade química e, mais importante, a estética, bem como resistência ao desgaste e à corrosão (Cionca et al., 2017). As desvantagens incluem baixa resistência à fratura ou fragilidade. Por outro lado, as vantagens dos metais são a alta tenacidade à fratura, com base numa alta resistência, boa rigidez, enquanto as desvantagens incluem a maior probabilidade de corrosão em comparação com a zircónia e a fadiga do material (Hanawa, 2020).

Embora o titânio tenha um módulo de elasticidade de Young maior (100 – 105 GPa) em comparação com o osso (15 – 30 GPa), os materiais cerâmicos tendem a ser muito mais rígidos do que ambos (alumina 390 GPa, zircónia 160 – 240 GPa). Essa diferença de rigidez levantou a questão se os implantes fabricados com cerâmicas seriam mecanicamente compatíveis com o osso (Griggs, 2017). Os implantes cerâmicos exigem métodos diferentes do titânio, considerando as propriedades biomecânicas e de envelhecimento da zircónia. A estabilidade da zircónia pode ser comprometida por pequenos defeitos adquiridos durante ou após fabrico, e a osseointegração depende de detalhes específicos da composição química do material, bem como da textura e pureza da superfície (Cionca et al., 2017).

As propriedades mecânicas do titânio são superiores às da zircónia, contudo a zircónia não deixa de ser aceitável para uso como implante dentário, especialmente como pilar. A distância da mucosa peri-implantar até à terminação apical do epitélio de barreira na zircónia é menor do que no titânio, e a zircónia apresenta menos mudanças de cor da mucosa em comparação com o titânio. Por outro lado, a cicatrização do tecido mole ao redor do pilar de titânio é melhor do que ao redor do pilar de zircónia. Não há diferenças significativas na resposta dos tecidos moles comparando pilares de zircónia e titânio (Hanawa, 2020).

A osseointegração do titânio é superior à da zircónia sem tratamento de superfície (Hanawa, 2020).

O titânio é o material de eleição para implantes dentários, uma vez que apresenta propriedades como excelente biocompatibilidade, resistência à corrosão, alta resistência, módulo de elasticidade relativamente baixo, boa conformabilidade (Jemat et al., 2015).

A morfologia da superfície é um fator de grande importância para a osseointegração ainda mais do que a composição da própria superfície. No que toca à

adesão bacteriana, a zircônia é melhor que o titânio, sugerindo que é adequada para pilares. Por outro lado, ambos os materiais mostram propriedades semelhantes no que toca à adesão aos tecidos moles. Todos os materiais têm vantagens e desvantagens, devendo ser selecionados de acordo com o seu propósito (Hanawa, 2020).

2.1.2. Tipo de Tratamento de Superfície

Nos implantes dentários, o tratamento de superfície modifica a topografia e a sua energia de superfície, resultando numa molhabilidade melhorada, num aumento da proliferação e do crescimento celular e um processo de osseointegração acelerado. Utilizando técnicas de modificação adequadas, por adição ou subtração de procedimentos, a área de superfície pode ser aumentada notavelmente pelo uso de técnicas de modificação adequadas (Jemat et al., 2015).

A qualidade do implante dentário depende das propriedades da sua superfície. A biocompatibilidade dos materiais e a rugosidade da superfície desempenham um papel importante para que haja uma boa interação com os tecidos e osseointegração. Goyal & Kaur (2012) observaram que o aumento da rugosidade pode simultaneamente aumentar a área de superfície do implante, melhorar a migração celular, a fixação peri-implantar e o processo de osseointegração (Jemat et al., 2015).

As modificações de superfície estão a ser utilizadas nas superfícies dos implantes principalmente para melhorar a molhabilidade, a adesão e fixação célula-implante, a proliferação celular, a osseointegração e promover uma cicatrização mais rápida. Muitos estudos foram realizados na procura do tratamento mais adequado para melhorar as modificações de superfície em implantes existentes para atingir as respostas biológicas desejadas (Jemat et al., 2015). O tratamento de superfície pode ser classificado conforme o método que o realiza em: mecânicos, químicos e físicos (Jemat et al., 2015).

A microrugosidade é a modificação de superfície mais comum aplicada aos implantes dentários modernos. Desempenha um papel significativo na ancoragem das células e na conexão com os tecidos circundantes, favorecendo a osteogénese peri-implantar. Diferentes métodos físico-químicos foram desenvolvidos para modificar a rugosidade da superfície do implante, como o jateamento abrasivo, ataque ácido ou a combinação de ambos. O jateamento abrasivo é comumente realizado usando partículas de sílica, hidroxiapatite, alumina ou TiO_2 , e é seguido de condicionamento ácido para homogeneizar o perfil da superfície do implante e remover as partículas residuais do

jateamento. Os agentes químicos usados para o ataque ácido podem ser o ácido hídrico, nítrico, sulfúrico ou a combinação de vários (Alghamdi & Jansen, 2020).

Tem sido observado um maior interesse no uso de pulverização de plasma e técnicas de condicionamento ácido. É claramente o método preferível uma vez que fornece superfícies de implantes porosas para maior contato ósseo. Antes do procedimento de pulverização de plasma, os substratos são normalmente pré-tratados com jateamento de areia para remover as impurezas da superfície e tornarem a superfície rugosa (faixa de rugosidade de 3–5 μm) para obter uma melhor adesão entre o substrato e o pó. O substrato também pode ser pré-aquecido para reduzir a tensão residual e evitar microfraturas no revestimento. Apesar do elevado número de estudos sobre o método de pulverização de plasma até ao momento, os resultados na literatura demonstram dificuldades em decidir o valor ideal da rugosidade da superfície para uma melhor osseointegração e ainda assim diminuir a adesão bacteriana (Jemat et al., 2015). No entanto, esta técnica pode ter várias limitações, incluindo má aderência do revestimento ao material do substrato a longo prazo, falta de uniformidade na espessura da camada depositada, variações na cristalinidade e composição do revestimento. Contudo, para controlar estas limitações é importante ter um bom conhecimento dos parâmetros durante a pulverização de plasma (Jemat et al., 2015).

Além disso, outras técnicas como o jateamento com areia com ou sem ataque ácido (SLA) foram comumente utilizadas para melhorar a rugosidade da superfície e têm alto potencial para melhorar a consolidação óssea do implante. Cada técnica tem as suas próprias vantagens e limitações (Jemat et al., 2015). Na Figura 1 podemos ver exemplos de vários tipos de tratamento de superfície.

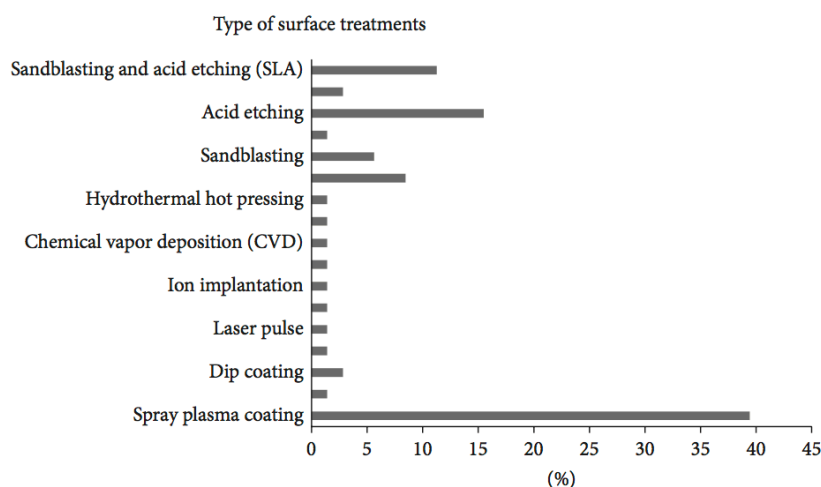


Figura 1: Tratamentos de superfície comumente usados em implantes dentários de titânio. Fonte: (Jemat et al., 2015).

A perda óssea pode ser atribuída à falta de distribuição de tensão mecânica efetiva entre o colo do implante polido e o osso circundante (Oh et al. 2002). Em contraste, a aspereza e os elementos retentivos, como micro-espiras no colo do implante, podem contrariar a perda óssea marginal (Hansson, 1999; Peñarrocha-Diago et al., 2013; Piao et al., 2009). Uma série de estudos clínicos e radiológicos por Puchades-Roman et al. (2000), Bratu et al. (2009) e Piao et al. (2009) avaliaram a perda óssea marginal de acordo com o colo do implante envolvido, comparando colos polidos com colos tratados e com micro-espiras. De acordo com esses autores, as micro-espiras no colo do implante podem contribuir para a preservação do osso marginal (Peñarrocha-Diago et al., 2013).

As condições da superfície têm influências importantes no processo de osseointegração, sendo algumas delas a rugosidade da superfície, a carga da superfície, a energia de superfície e a composição química, assim sendo, a modificação da superfície do implante de titânio é uma forma promissora de se obter uma osseointegração mais forte e rápida dos implantes e também de promover tempos de cicatrização mais curtos desde a colocação do implante até à sua restauração (Jemat et al., 2015).

Em suma, as técnicas de revestimento contribuem com efeitos positivos importantes na aplicação de implantes dentários. Uma boa técnica de revestimento pode ter um alto impacto nas propriedades mecânicas dos implantes dentários (Jemat et al., 2015).

2.1.3. Implante de 1 ou 2 Peças

Os critérios para o sucesso de um implante residem não apenas no estabelecimento de um contato direto entre o osso e o implante, mas também no desenvolvimento de margens de tecido duro e mole peri-implantares (G. N. King et al., 2002). Os tecidos peri-implantares que compreendem a largura biológica em torno dos implantes dentários de 1 peça são semelhantes aos encontrados em torno de um dente natural. Quando se cria uma barreira resultante da conexão coronal do tecido mole ao redor dos implantes pode, na presença de um bom controle de placa bacteriana, prevenir a formação de bolsas e a colonização de bactérias patogênicas que levam à perda óssea adjacente ao implante (G. N. King et al., 2002).

Uma diferença fundamental entre os implantes de 1 e 2 peças é a localização da interface do pilar em relação ao osso crestal. Os implantes de 2 peças que são descobertos após 3 meses com subsequente conexão do pilar e criação da interface ou micro-espaco desenvolvem normalmente perda óssea crestal significativa. Quando a interface do implante é colocada suficientemente acima da crista, não ocorre perda óssea. No entanto, a maior perda óssea crestal ocorre quando se colocam implantes de 2 peças com a interface localizada abaixo da crista, em vez de ao nível do osso crestal ou acima dele. Assim, a presença e localização da interface do pilar altera as dimensões dos tecidos peri-implantares ao haver reabsorção óssea crestal (G. N. King et al., 2002).

Contudo, o processo de remodelação óssea biológica que ocorre em torno de um implante de 2 peças, iniciando-se quando este é descoberto, também pode ser observado radiograficamente quando se realiza um procedimento cirúrgico com um implante de 1 peça usando um sistema de implantes de duas peças, ou seja, quando um pilar de cicatrização ou o componente protético é fixo ao implante imediatamente após a colocação do implante. No entanto, ao contrário da formação retardada da largura biológica que é observada após a exposição de um implante numa abordagem cirúrgica de dois estágios (Figura 2), a técnica cirúrgica de apenas uma fase expõe a interface implante-pilar ao ambiente oral imediatamente após a colocação do pilar. Como resultado, a remodelação do osso crestal nos casos dos implantes de 1 peça cujo sistema utilizado seja o de 2 peças começa imediatamente após a colocação (Lazzara & Porter, 2006).

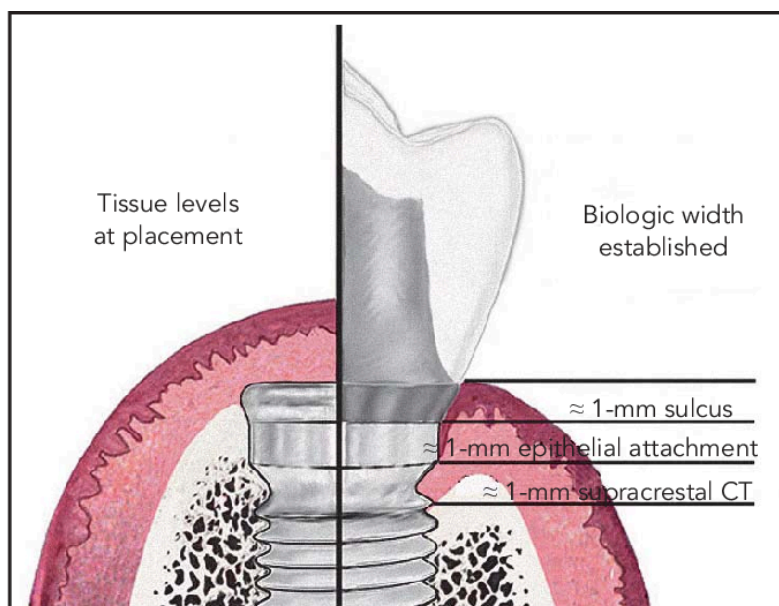


Figura 2: Nível ósseo da crista ao redor de um implante não restaurado, coberto, de duas peças colocado subcrestalmente (esquerda); e o nível ósseo crestal pós-restaurado localizado na primeira rosca de um implante dentário rosqueado aproximadamente 1,5 mm apical à junção implante-pilar (direita). Fonte: (Lazzara & Porter, 2006).

Atualmente, a maioria dos implantes de zircônia produzidos são implantes de 1 peça. No entanto, esses sistemas têm várias limitações. A colocação cirúrgica deste tipo de implantes pode nem sempre apresentar os requisitos reabilitadores e pilares angulados necessários para corrigir o desalinhamento. Além disso, os implantes de peça única são imediatamente expostos às forças da língua e mastigatórias logo após a sua colocação. Outra desvantagem é que a única opção para conectar elementos a este tipo de implantes é através da cimentação (Cionca et al., 2017). Por outro lado, os implantes de 1 parte demonstram poucos ou nenhuns sinais clínicos de inflamação, enquanto os implantes de 2 partes exibem níveis moderados a graves de inflamação peri-implantar (J. S. Hermann et al., 2000).

Nos implantes de 2 peças o grau de perda óssea crestal é significativamente dependente da localização da interface osso-implante em relação à crista óssea. Uma justificação para essa perda óssea crestal pode ser o tamanho da interface entre os componentes do próprio implante. Outro fator possível são os movimentos entre o implante e o pilar existentes neste tipo de implantes (J. S. Hermann et al., 2000). Todas estas variáveis serão aprofundadas mais à frente.

Assim, os implantes de 2 peças demonstram significativamente maior perda em comparação com os implantes de 1 peça após o primeiro mês, o que sugere que a estabilidade da IAI pode ter um papel importante na determinação do nível ósseo crestal (G. N. King et al., 2002).

Alguns relatos contraditórios podem ser encontrados na literatura quanto à quantidade de perda óssea crestal e, conseqüentemente, à extensão da migração apical da margem gengival nas configurações dos implantes de 2 peças. Alguns desses estudos afirmam que os padrões de perda óssea da crista e, conseqüentemente, a localização da margem gengival são mais ou menos idênticos nas configurações de implantes de 1 ou 2 peças. No entanto, isto pode ser justificável uma vez que em muitos estudos os pilares não foram colocados, o que é um procedimento importante e relevante uma vez que simula a troca do pilar de cicatrização, a montagem do pilar de impressão e a colocação da restauração provisória ou definitiva que ocorrem em situações clínicas reais (J. S. Hermann et al., 2001).

2.1.4. Presença ou Ausência de Pescoço Polido

O colo do implante é o local onde há maior concentração de forças quando o implante é submetido a carga e trata-se da transição entre tecido duro e mole. Nesta zona, o osso cortical ao ser mais denso ajuda na obtenção da estabilidade primária (Abuhussein et al., 2010; Tetè et al., 2012).

A morfologia do colo pode ser lisa ou rugosa. O colo do implante polido é apresentado como um fator que desempenha um papel importante na etiologia da perda óssea crestal precoce. O colo do implante era muitas vezes fabricado com uma superfície polida para reduzir a acumulação de placa, caso o implante ficasse exposto ao meio oral, como consequência de perda óssea alveolar. Segundo Abuhussein et al. (2010), quando o colo é polido e se encontra abaixo do nível da crista óssea, há um aumento das forças de cisalhamento, resultando em perda óssea marginal e na formação de bolsas periodontais (Abuhussein et al., 2010).

No entanto, chegou-se à conclusão de que os níveis ósseos em redor dos implantes com pescoços polidos, mostraram tendência de reabsorção do tecido duro em contato com a superfície polida (Linkevicius et al., 2009a; Peñarrocha-Diago et al., 2013). Vários autores defendem que o colo do implante deve ser rugoso, uma vez que aumenta a adesão celular e diminui o risco de encapsulamento por tecido fibroso havendo uma melhor integração dos tecidos moles (Teng et al., 2012).

A perda óssea pode ser atribuída à falta de distribuição da tensão mecânica entre o colo do implante polido e o osso circundante (Oh et al., 2002). Por outro lado, a aspereza e os elementos retentivos, como as micro-espiras no colo do implante, podem contrariar a perda óssea marginal (Hansson, 1999; Peñarrocha-Diago et al., 2013; Piao et al., 2009).

A estimulação mecânica providenciada pelas micro-espiras promove a manutenção do osso marginal (Hansson, 1999). Num estudo de Abrahamsson et al. (2004) ao fim de dez meses, a percentagem de contato osso-implante foi superior para implantes com colo com micro-espiras (81.8%), em comparação com implantes com colo sem micro-espiras (72.8%) (Abrahamsson et al., 2004; Abuhussein et al., 2010).

Kang et al. (2012) compararam diferentes tamanhos de espiras e distâncias entre elas no colo do implante, num estudo in vivo. O grupo A apresentava espiras com

profundidade de 0.35mm e distância entre elas de 0.6mm; no grupo B a profundidade era 0.15mm e a distância 0.3mm (Kang et al., 2012). Constataram que, após um ano de carga, não havia diferenças estatisticamente significativas na perda óssea relativamente aos dois tipos de implantes. Os autores concluíram, com isto, que o tamanho das espiras no colo do implante não influencia a perda óssea marginal durante o primeiro ano de remodelação fisiológica (Kang et al., 2012).

A localização das espiras, por sua vez, parece ser um fator importante. Na visão de Jung et al (1996) no estudo de Song et al. (2009) demonstraram que consoante a localização das micro-espiras no colo do implante a reabsorção óssea marginal ocorria de forma diferente (Song et al., 2009). Uma possível explicação consiste no facto de que as micro-espiras situadas 0.5mm abaixo do topo do colo carecem de elementos retentivos acima e, por isso, não são tão eficazes na distribuição das cargas (Kang et al., 2012; Song et al., 2009).

2.1.5. Diâmetro

A perda óssea peri-implantar tem sido relacionada com o comprimento e com o diâmetro do implante. Ivanoff et al. em 1997 sugeriram que um implante com maior diâmetro poderia reduzir a perda óssea. Por outro lado, outros investigadores não registaram nenhuma relação entre as dimensões do implante e a perda óssea peri-implantar (Peñarrocha-Diágo et al., 2008).

Implantes de diâmetro mais largo podem por um lado aproveitar a largura do osso, aumentando a superfície disponível para que ocorra osseointegração. Pode também haver um aumento na taxa de falha principalmente associado às curvas de aprendizagem dos médicos dentistas, à baixa densidade óssea, ao design do implante e à preparação do local.

Usando preparações cirúrgicas adaptadas, novos designs de implantes e indicações adequadas foi demonstrado que a taxa de sobrevivência e o diâmetro do implante não estão relacionados (Peñarrocha-Diágo et al., 2008).

Em caso de falta de espaço e optando por usar implantes mais estreitos a distância mínima dente-implante pode ser respeitada sem comprometer a área interproximal. Além disso, a redução do diâmetro do implante implica também a redução do volume dos pilares protéticos havendo melhores resultados estéticos (Vela-Nebot et al., 2011). Os implantes de diâmetro mais estreito têm uma taxa de sobrevivência semelhante à dos

implantes padrão, mas as semelhanças não se estendem ao comportamento biomecânico (Vela-Nebot et al., 2011).

Num estudo feito por Galindo-Moreno (2016) foi observado que a perda óssea marginal foi maior nos implantes com diâmetros mais largos (5,0 mm) em comparação com outros mais estreitos (4,5 mm) quando o pilar tinha 2 mm ou mais (Galindo-Moreno et al., 2016). Também no estudo feito por Penãrrocha-Diago et al. (2013) se chegou à conclusão de que a perda óssea é tanto maior quanto maior o diâmetro do implante (Peñarrocha-Diago et al., 2013).

Pode-se especular que a causa de uma perda óssea reduzida em implantes com PS possa estar relacionada com o diâmetro do implante aumentado e não propriamente com a presença de PS. No entanto, segundo Friberg em 2002 num estudo comparativo de implantes com diâmetros diferentes em relação à perda óssea marginal não mostraram resultados diferentes. Novos estudos serão fundamentais para esclarecer a relevância dos implantes com grande diâmetro, em vez da PS, no que diz respeito à preservação do osso marginal. (Canullo et al., 2010)

2.2. Design do Pilar

A conexão implante-pilar pode ser uma área onde ocorrem consequências biológicas e mecânicas adversas. Complicações biológicas, nomeadamente o aumento da microinfiltração, a gengivite e a perda óssea, são relatadas como resultado de uma interface implante-pilar mal adaptada. Por outro lado, complicações mecânicas, como o aumento da incidência de rotação, quebra do pilar, o desaperto do parafuso e a redução da pré-carga também foram relatados aquando de uma interface implante-pilar mal adaptada (Kano et al., n.d.).

2.2.1. Platform-Switch

O efeito da Platform-Switch (PS) foi observado pela primeira vez em meados da década de 1980. Na época, os implantes de maior diâmetro eram frequentemente restaurados com pilares mais estreitos (F. Hermann et al., 2007). Inicialmente, isto tinha como causa a falta de componentes protéticos adequados. Contudo, ao contrário do que era esperado, as avaliações radiográficas pós-carregamento não mostraram alterações nos níveis de osso crestal ao redor desses implantes. Essa descoberta inesperada levou à

introdução do conceito de PS, em que um componente protético de menor diâmetro foi conectado a uma plataforma de implante de maior diâmetro criando um degrau de 90° entre o implante e o pilar (Atieh et al., 2010).

A PS corresponde há colocação de um pilar de diâmetro menor num implante de diâmetro mais largo (Griggs, 2017), como podemos ver na Figura 3.

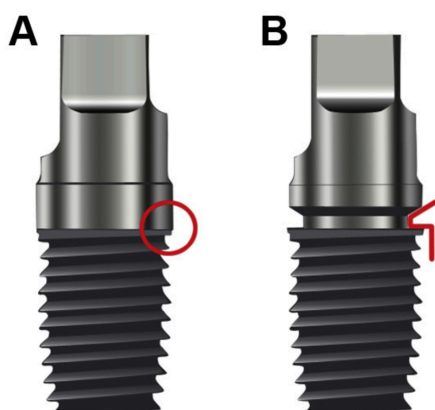


Figura 3: Comparação entre silhuetas de implantes com (A) pilar de plataforma convencional, (B) pilar com PS com uma conexão interna. Fonte: (Griggs, 2017).

Após a colocação cirúrgica de um implante ocorre remodelação óssea que é caracterizada por uma redução da dimensão óssea, tanto horizontal quanto vertical (Cardaropoli et al., 2006). O nível radiográfico do osso marginal demonstra normalmente uma perda média de 0,9 mm no momento da colocação do pilar ou da coroa e uma perda média adicional de 0,7 mm no follow-up de um ano nos implantes com pilares regulares (Canullo et al., 2010).

Este processo biológico, que resulta na perda da altura do osso crestal, pode ser alterado ou atenuado quando a borda externa da IAI é reposicionada horizontalmente para dentro e longe da borda externa da plataforma do implante (Canullo et al., 2010).

No entanto, este conceito não foi totalmente compreendido, e várias teorias foram sugeridas para explicar esse fenómeno. A teoria biomecânica propõe que conectando o implante a um pilar de diâmetro menor poderia ocorrer reabsorção óssea limitada, deslocando a zona de concentração de stress para longe da interface osso crestal-implante e direcionando as forças de carga oclusal ao longo do eixo do implante. Outra teoria presumiu que o deslocamento da conexão implante-pilar poderia medializar a

localização da largura biológica e minimizar a reabsorção óssea marginal (Atieh et al., 2010).

Se o implante usado tiver diâmetros de 3,8, 4,3 ou 5,0 mm, a margem do pilar estender-se-á entre cerca de 0,375 e 0,975 mais axialmente do que a circunferência do implante, fornecendo uma medida de proteção para o osso marginal (F. Hermann et al., 2007).

O desenvolvimento da PS tem-se mostrado eficaz para manter níveis ósseos ideais ao longo do tempo (Annibali et al., 2012; Atieh et al., 2010; Canullo et al., 2010; Lazzara & Porter, 2006). Esta abordagem baseia-se na ideia de que um pilar mais estreito, e a incompatibilidade consequente com o colo do implante, podem reduzir a componente vertical da largura biológica e criar uma distância horizontal maior afastando o ICT do osso peri-implantar. Maeda em 2007 e posteriormente Galinado em 2016 demonstraram que ao reduzir o diâmetro do pilar pode haver uma melhor distribuição da tensão biomecânica em direção ao eixo central do implante (Galindo-Moreno et al., 2016; Maeda et al., 2007). Consequentemente, a PS pode permitir a colocação de implantes dentários mais perto de dentes ou de implantes adjacentes (Baffone et al., 2011; Suárez-López del Amo et al., 2016; Tarnow et al., 2000; Vela-Nebot et al., 2011). Além disso, pode haver uma redução na quantidade de perda óssea marginal necessária para expor uma quantidade mínima da superfície do implante à qual o tecido mole se pode fixar (Canullo et al., 2010; Lazzara & Porter, 2006).

Esta plataforma permite que se crie um espaço mais amplo para o reposicionamento horizontal da largura biológica e/ou garantir uma melhor distribuição da tensão de carregamento na interface osso/implante (Atieh et al., 2010).

A PS reposiciona o ICT para mais longe do osso crestal, localizando esse mesmo infiltrado numa área de exposição confinada de 90 graus ou mais em vez de haver uma exposição direta superior ou igual a 180 graus para os tecidos duros e moles circundantes, conforme ilustrado na Figura 4 (Lazzara & Porter, 2006).

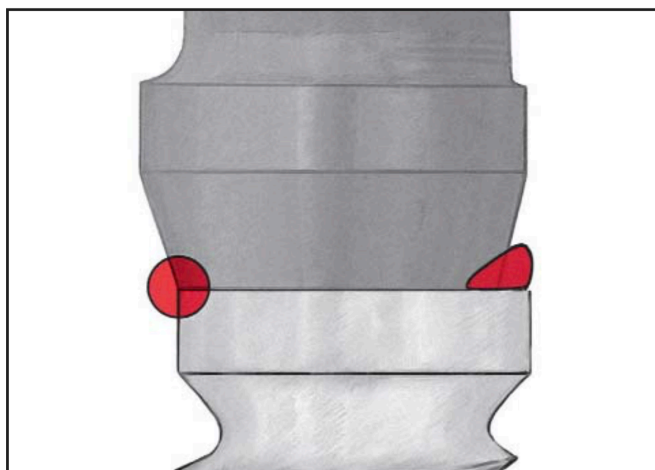


Figura 4: Quantidade de exposição que o ICT do pilar terá com o osso circundante e com o tecido mole quando posicionado na borda externa do implante (esquerda). Em contraste, com o reposicionamento horizontal para dentro do ICT do pilar (à direita) moverá o ICT do pilar para longe do osso crestal e para uma área mais confinada. Fonte: (Lazzara & Porter, 2006).

Fatores como a transmissão de stress na IAI, micromovimentos (Atieh et al., 2010) e a infiltração bacteriana (Broggini et al., 2005; Canullo et al., 2010) dão origem à migração apical da largura biológica para isolar e proteger o osso da irritação ao usar uma plataforma convencional (Lazzara & Porter, 2006). Com o conceito de PS, a IAI é deslocada horizontalmente em direção ao centro da plataforma e separada do osso marginal. Assim, o stress, os micromovimentos e a infiltração bacteriana ocorrem à distância do osso marginal, dando origem a uma menor migração apical da largura biológica (Canullo et al., 2010) e havendo portanto uma menor reabsorção óssea marginal (Hürzeler et al., 2007).

A preservação do osso peri-implantar é particularmente importante na zona estética e em áreas com quantidade óssea limitada. Nestes casos é importante evitar provocar uma perda óssea pós-protética adicional e preservar a estabilidade a longo prazo do osso e do tecido mole (F. Hermann et al., 2007).

2.2.2. Micro-Espaço

Nalguns implantes de duas peças colocados ao nível ou abaixo da crista óssea, pode existir um micro-espço ao nível da crista alveolar onde o pilar e o corpo do implante se encontram. Este micro-espço está geralmente associado a um aumento da inflamação e perda óssea da crista alveolar (Dibart et al., 2005).

O micro-espaco pode ter um papel potencial na interface implante-pilar para a colonização bacteriana do sulco do implante (Canullo et al., 2010; Ericsson et al., 1995; J. S. Hermann et al., 2001; G. N. King et al., 2002; Mombelli et al., 1987) ou pode promover uma largura biológica com dimensões que possam levar à reabsorção óssea marginal em locais com uma mucosa fina (Abrahamsson et al., 1996; J. S. Hermann et al., 2000). As bactérias orais colonizam a área peri-implantar durante a cirurgia ou após a colocação do pilar, o que pode levar a infecções ao longo do tempo. A entrada microbiana dá-se possivelmente através do orifício de acesso do parafuso transoclusal ou devido à colonização bacteriana ao longo do pilar (J. S. Hermann et al., 2000). Assim, se o objetivo ao escolher um desenho de implante for o de alcançar o mínimo de inflamação e, conseqüentemente, menores alterações dos tecidos, os implantes de uma peça podem ser o (J. S. Hermann et al., 2000). Essas bactérias, que são normalmente anaeróbias, são observadas no micro-espaco entre o implante e o pilar ou no sulco dos implantes, especialmente quando a profundidade do sulco é superior a 5 mm (Dibart et al., 2005). A colonização dessas superfícies ocorre nos primeiros 25 dias após a colocação do pilar e está limitada à superfície de contato dos dois componentes. O fenômeno clínico de sangramento e mau odor característico das bactérias anaeróbias na remoção dos pilares ou dos parafusos de cicatrização pode ser resultado, em parte, dos efeitos da microinfiltração, uma vez que os fluidos que contêm pequenas moléculas como dissacarídeos e peptídeos curtos se conseguem difundir através da interface (Gross et al., 2000).

Pode ser recomendado a aplicação de um agente antimicrobiano tópico no momento da conexão do pilar para minimizar riscos de infecção, uma vez que os pilares e as restaurações são superfícies passíveis no que toca a colonização bacteriana. Infelizmente, os efeitos da terapia antimicrobiana local podem ser de curta duração. A partir do momento em que a concentração do agente aplicado localmente deixa de ser bactericida, as bactérias acabam por repovoar a IAI, bem como o sulco do implante (Dibart et al., 2005).

A recessão da margem gengival com conseqüente resultado estético deficitário é uma implicação clínica que ocorre quando se coloca, por exemplo, um implante com PS abaixo da crista óssea, e aliado a isso há uma maior dificuldade reabilitadora, pois o contacto epitelial se vai estender mais apicalmente pelo menos até ao nível do micro-espaco que foi colocado abaixo da crista alveolar (J. S. Hermann et al., 2000). A perda óssea alveolar combinada com uma migração apical do epitélio juncional, ocorre no

sentido de proteger a parte interna do corpo do implante da fonte inflamatória, numa tentativa de restabelecer a integridade ectodérmica (Quirynen et al., 1994).

Se o micro-espaco for movido para longe da crista peri-implantar ocorre menos perda óssea, porém, é mais difícil alcançar uma estética superior devido ao risco de exposição do metal. Nos implantes de duas peças é aconselhável a utilização da PS acima da crista óssea de modo a reduzir as agressões biológicas e mecânicas na largura biológica (Figs. 3 e 4). A preservação do osso peri-implantar resultante leva a melhores resultados estéticos (Vela-Nebot et al., 2006).

É necessário aproximadamente 2 mm de perda óssea abaixo de um micro-espaco para restabelecer uma largura biológica com epitélio abaixo do micro-espaco, como foi mostrado por J.G. Wittneben et al. em 2017 e discutido por Cochran et al. em 2013. Contudo, por vezes colocar um implante 2 mm acima da crista óssea e, assim, colocar o micro-espaco mais longe da crista alveolar, não evita a perda óssea peri-implantar se no momento da colocação do implante não houver espessura dos tecidos moles (Vervaeke et al., 2014).

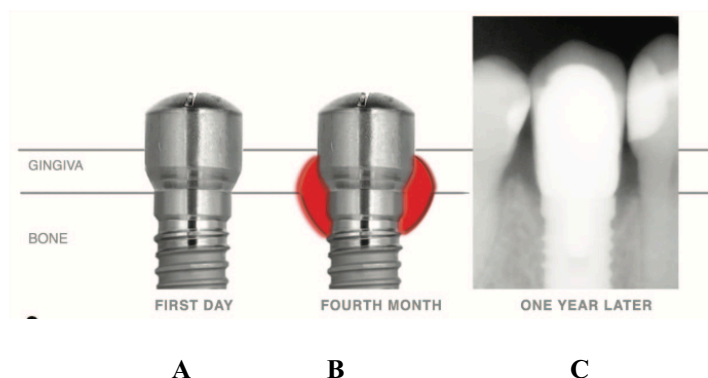


Figura 5: Representações esquemáticas e radiológicas da reabsorção óssea 4 meses após a colocação dos pilares sem modificação da plataforma.

A: Representação da IAI

B: Reação da amplitude biológica ao ICT

C: Radiografia de reabsorção óssea secundária à invasão da largura biológica.

Fonte: (Vela-Nebot et al., 2006).

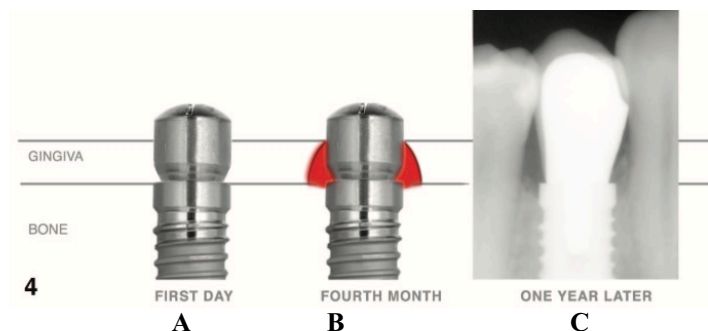


Figura 6: Representações esquemáticas e radiológicas da reabsorção óssea 4 meses após a colocação dos pilares com diâmetro menor que a plataforma do implante (PS).

A: Representação do pilar modificado de implante / micro-espaco.

B: Reação da amplitude biológica a agentes irritantes.

C: Radiografia de reabsorção óssea secundária à invasão mínima da largura biológica.

Fonte: (Vela-Nebot et al., 2006).

2.2.3. Tipo de Conexão Implante-Pilar

A perda óssea marginal ocorre após a colocação do implante dentário (Peñarrocha et al., 2016). Essa perda óssea marginal inicial progride para a primeira rosca do implante ou para o primeiro contacto do osso com a superfície rugosa (Lee et al., 2007). Nas últimas décadas, foi sugerido que a perda óssea marginal depende de uma série de fatores, incluindo as características da superfície do colo do implante (Peñarrocha et al., 2016) e a conexão implante-pilar (Canullo et al., 2009; Farronato et al., 2012; Hürzeler et al., 2007; Peñarrocha-Diago et al., 2013; Prosper et al., 2010).

Estudos analisaram a distribuição das deformações e a concentração no colo do implante causadas pela variação do design do suporte de fixação (Nishioka et al., 2011; Peñarrocha-Diago et al., 2013) e a sua influência na reabsorção óssea marginal após o carregamento. Foram encontradas altas tensões (Hoshaw et al., 1994; Peñarrocha-Diago et al., 2013) e perda óssea marginal (Hoshaw et al., 1994; Koo et al., 2012; Peñarrocha-Diago et al., 2013) ao redor do pescoço de implantes com um desenho de hexágono externo, talvez devido ao parafuso do pilar ser o único responsável por manter a fixação neste tipo de conexão. O hexágono interno e as conexões do cone Morse têm maior atrito mecânico, estabilidade e travamento de forma do que a do hexágono externo (Nishioka et al., 2011; Peñarrocha-Diago et al., 2013).

Um estudo (Koo et al., 2012) investigou radiograficamente a influência da conexão do pilar nos níveis do osso crestal peri-implantares, comparando as conexões

externas com as internas. Um ano após o carregamento, a perda óssea foi de cerca de 0,53 mm e 0,28 mm para a conexão externa e interna do implante, respectivamente. Isso sugere que a remodelação crestal ou a perda óssea é maior quando se usa uma conexão externa do que interna (Peñarrocha-Diago et al., 2013).

Os sistemas de conexão cônica têm sido relacionados a uma menor perda óssea crestal. No entanto, ainda é preciso clarificar a associação do tamanho da lacuna ou do extravasamento microbiano na conexão implante-pilar com a perda óssea crestal (Insua et al., 2017).

Ao contrário dos implantes com conexão externa, nos implantes com conexão interna, o conceito de PS é muito usado hoje em dia: a IAI é deslocada horizontalmente em direção ao centro da plataforma e separado do osso marginal.

Independentemente da heterogeneidade dos implantes (formato do pescoço, textura da superfície, entre outros), a conexão implante-pilar parece ser um fator significativo nos níveis de osso crestal peri-implantar (Peñarrocha-Diago et al., 2013).

2.2.4. Micromovimentos Implante-Pilar

J.S. Hermann et al. (2001) demonstraram que nenhuma diferença significativa na quantidade de osso crestal poderia ser atribuída ao tamanho do micro-espaco, mas que ao soldar com um laser o pilar ao implante havia uma reabsorção óssea significativamente menor. Os movimentos entre o pilar e o implante, além da contaminação microbiana influenciam a reabsorção óssea crestal. Se o pilar se soltar dos implantes colocados abaixo da crista óssea isso poderá resultar numa inflamação com formação de fistula, porém é possível eliminar a fistula ao apertar novamente o pilar. Além disso, em casos de movimento do pilar, o epitélio acaba por se fixar ao implante estável em vez de se fixar ao pilar (Piattelli et al., 2003).

O movimento que ocorre entre os componentes do implante durante a função, bem como o movimento criado durante o aperto e desaperto dos pilares, também pode iniciar a reabsorção óssea da crista alveolar. Essas forças nos implantes podem desempenhar um papel no desenvolvimento de perda óssea crestal consequência dos efeitos do micromovimento e da carga oclusal (G. N. King et al., 2002). Por outro lado, micromovimentos associados à substituição dos componentes secundários, com consequente invasão da largura biológica estabelecida, podem resultar numa migração

apical do tecido epitelial ao redor do colo do implante, com maior reabsorção óssea e consequente redução do nível ósseo (F. Hermann et al., 2007).

2.2.5. Altura do Pilar

Embora pareça haver um consenso de que a PS é uma técnica adequada para minimizar ou prevenir a perda óssea marginal inicial, a distância ideal ao osso permanece controversa (Atieh et al., 2010; Baffone et al., 2011, 2012; Galindo-Moreno et al., 2014). Partindo do pressuposto de que o componente horizontal modifica a localização da resposta inflamatória e a subsequente acumulação de bactérias, pôs-se a hipótese de que uma maior distância vertical resultaria em menor perda óssea. Além disso, não apenas a incompatibilidade horizontal, mas também a incompatibilidade vertical, entre o implante e a coroa, pode desempenhar um papel na perda óssea marginal.

Foi relatado que a perda óssea marginal é tanto menor quanto maior a altura do pilar (Galindo-Moreno et al., 2014), possivelmente devido ao maior espaço disponível para se estabelecer o tecido mole e pela remoção da zona de inflamação da área coroa-pilar em direção ao osso (Galindo-Moreno et al., 2014; Piattelli et al., 2003).

Num estudo feito por Nóvoa e colaboradores (2017) foi avaliada a perda óssea peri-implantar em implantes de nível ósseo com duas alturas de pilar - 1 mm e 2,5 mm - durante 3 anos. Nos resultados do gráfico da Figura 7 observamos que o nível ósseo peri-implantar radiográfico foi significativamente mais pronunciado no grupo que recebeu pilares de 1 mm do que no grupo de 2,5 mm. Este nível ósseo inicial aumentou ao longo do tempo em ambos os grupos (Nóvoa et al., 2017).

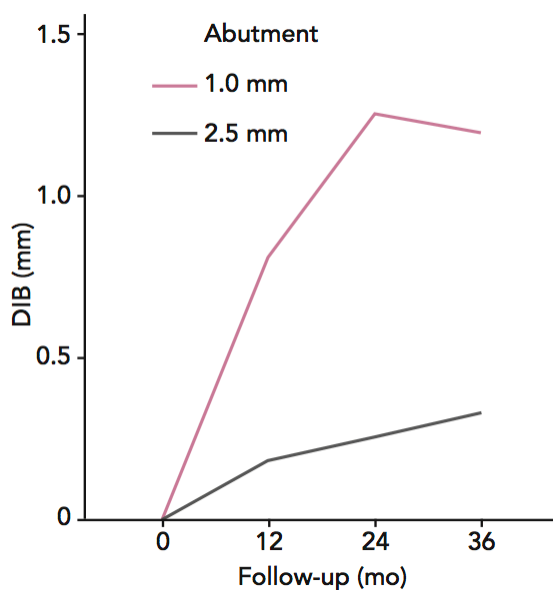


Figura 7: Mudanças no nível ósseo entre os grupos com pilares com altura de 1mm e de 2.5mm durante 36 meses. Fonte: (Nóvoa et al., 2017).

Resultados semelhantes foram apresentados por Galindo-Moreno et al., que revelaram maior perda óssea se o pilar fosse menor que 2 mm (Galindo-Moreno et al., 2016; Linkevicius et al., 2018).

A incompatibilidade vertical, que corresponde à altura implante-pilar, pode ter uma influência maior na preservação do osso peri-implantar do que a incompatibilidade horizontal. Essa observação é consistente com o relato de uma relação direta entre a altura do pilar protético e a perda óssea marginal feita em estudos anteriores (Galindo-Moreno et al., 2014; Vervaeke et al., 2014).

Estudos retrospectivos recentes observaram efeitos significativos do pilar protético no nível do osso peri-implantar interproximal (Galindo-Moreno et al., 2014, 2016; Nóvoa et al., 2017).

Blanco et al. observaram uma perda óssea crestal estatisticamente significativa quando são usados pilares curtos em comparação com pilares longos em implantes de nível ósseo colocados equicrestalmente com uma mucosa espessa presente (Blanco et al., 2018). O posicionamento da interface pilar-restauração perto do osso, usando pilares curtos em implantes com PS, pode levar à perda óssea peri-implantar mesmo em locais com mucosa espessa devido à colonização do micro-espço e ao estabelecimento da largura biológica (Broggini et al., 2005; Pico et al., 2019). Existe a necessidade de usar pilares longos para restaurar implantes ao nível ósseo para permitir o estabelecimento correto da largura biológica (Blanco et al., 2018; Nóvoa et al., 2017; Pico et al., 2019).

Contudo, pode-se supor que pilares mais longos correspondem a tecidos mais espessos, característica que promove também a manutenção do osso crestal (Suárez-López del Amo et al., 2016).

Conforme concluído recentemente em estudos retrospectivos (Galindo-Moreno et al., 2014; Nóvoa et al., 2017; Pico et al., 2019; Vervaeke et al., 2014) e estudos prospectivos (Pico et al., 2019; Spinato et al., 2017; Vervaeke et al., 2016), a seleção do pilar tem uma grande importância.

2.3. Tipos de Restaurações

Os níveis de osso crestal em redor dos implantes dentários após a restauração têm sido um tópico de discussão e uma referência para avaliar o sucesso do implante por muitos anos. O debate entre restaurações de implantes aparafusadas e cimentadas tem sido discutido há muito tempo, mas a melhor opção permanece controversa entre os profissionais. Ao compreender as suas propriedades o Médico Dentista terá mais facilidade na seleção da prótese ideal para cada caso clínico, ao mesmo tempo que vai facilitar os resultados estéticos finais. Com a evolução da tecnologia e do conhecimento, é necessária uma atualização das tendências atuais (Lee et al., 2010). Este capítulo fornece uma visão geral das diferentes características das restaurações de implantes aparafusados e cimentados e como podem influenciar a estética, recuperabilidade, retenção, passividade, oclusão e acessibilidade.

2.3.1. Tipo de Conexão

O Médico Dentista pode optar entre restaurações cimentadas ou aparafusadas, quando chega ao momento de restaurar o implante. A escolha depende principalmente da situação clínica e da preferência do Médico Dentista porque não há superioridade definida de qualquer um desses meios de retenção. Alguns Médicos Dentistas têm melhores resultados com as restaurações aparafusadas, enquanto outros têm sucesso com as restaurações cimentadas (Linkevicius & Puisys, 2019).

Há uma miríade de fatores a serem discutidos a fim de fazer uma escolha informada. Os fatores que são afetados por diferentes métodos de reabilitação de implantes incluem facilidade de fabrico, custo, estética, acesso, oclusão, retenção,

incidência de perda de retenção, recuperabilidade, passividade de ajuste, restrição da posição do implante, efeito na saúde do tecido peri-implantar, provisionalização, carga imediata, procedimentos de impressão, fratura de porcelana e desempenho clínico (Linkevicius & Puisys, 2019).

A escolha de uma coroa aparafusada ou de uma coroa cimentada é uma decisão que envolve vários pontos a ter em consideração. O Médico Dentista deve estar ciente das vantagens e desvantagens do uso de uma coroa aparafusada versus uma coroa cimentada (Assaf & Abu Gharbyeh, 2014). A árvore de decisão é ilustrada na Figura 8. (Wittneben et al., 2017).

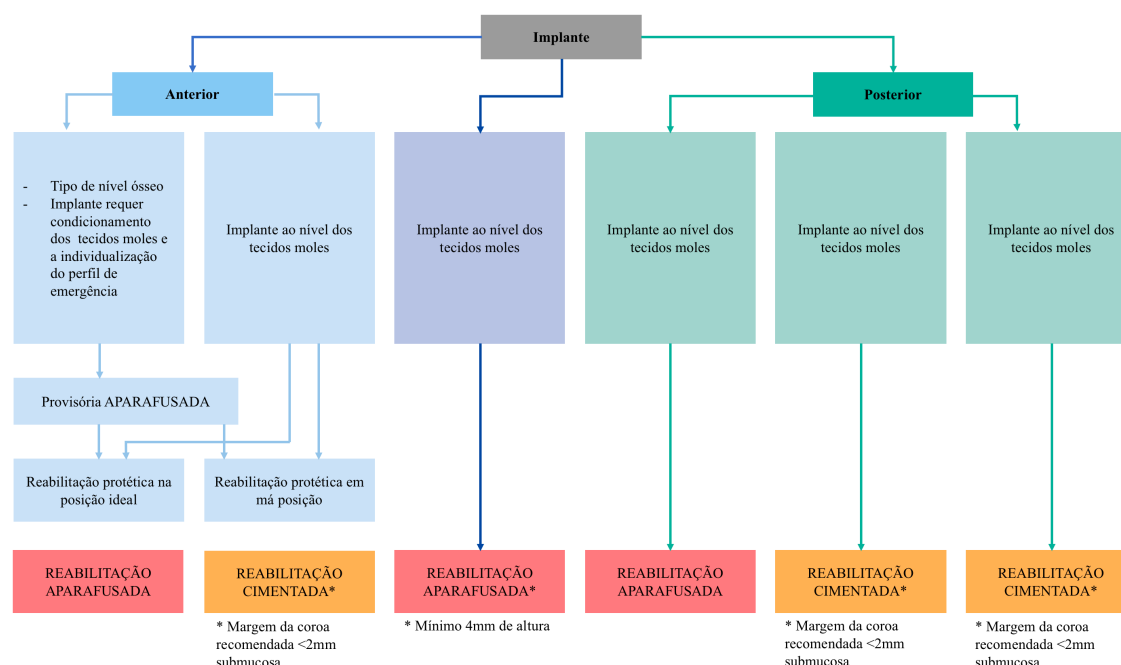


Figura 8: Árvore de Decisão: Coroa Aparafusada versus Cimentada. Fonte: (Wittneben et al., 2017).

2.3.1.1. Cimentadas

As complicações técnicas e biológicas são significativamente mais frequentes se as restaurações são cimentadas em vez de aparafusadas (Bosshardt et al., 2017).

Revisões sistemáticas atuais mostram significativamente mais perda óssea em redor das restaurações cimentadas em comparação com a solução aparafusada. Isso pode ser justificado por diferentes razões; no entanto, a principal desvantagem das restaurações

cimentadas é a possível extrusão de cimento para os tecidos peri-implantares e a consequente dificuldade para remover os remanescentes (Linkevicius et al., 2011; Linkevicius & Puisys, 2019).

Wasiluk et al. (2017) mostrou que não foi possível remover todos os restos de cimento mesmo apenas 1 mm abaixo da margem gengival em pilares individuais. Outro problema adicional ocorre se a coroa cimentada se tornar móvel devido ao desaperto do parafuso do pilar, nestes casos a única solução a fazer é a perfuração oclusal para alcançar o parafuso e apertá-lo. Wittneben et al., (2014), chegaram à conclusão de que a taxa total de complicações biológicas e técnicas de restaurações cimentadas foi maior comparando com as aparafusadas (Linkevicius & Puisys, 2019).

Um estudo recente relatou a relação entre o excesso de cimento e a doença peri-implantar (perimucosite e peri-implantite). As técnicas foram desenvolvidas para minimizar a extrusão do cimento para os tecidos moles peri-implantares, mas mesmo assim esses problemas não foram eliminados de forma tão previsível (Wadhwani et al., 2011).

A melhor opção pode por vezes ser a de evitar esses problemas optando por uma restauração aparafusada, no entanto, isso requer o encerramento do canal de acesso do parafuso, o que mais comumente é feito com uma restauração direta que pode comprometer a estética. Foi relatado que o orifício do parafuso pode ocupar até 50% da mesa oclusal e quando o orifício do parafuso está localizado diretamente sobre o implante, o carregamento vertical é mais difícil, o que pode comprometer a biomecânica (Wadhwani et al., 2011).

2.3.1.2. Aparafusadas

Geralmente, as indicações para restaurações aparafusadas são mais numerosas. A falta de espaço interoclusal é uma forte indicação para restaurações aparafusadas de uma peça (Linkevicius & Puisys, 2019), uma vez que requerem uma quantidade mínima de espaço interoclusal (mínimo 4 mm) e são mais fáceis de remover quando é necessária a manutenção da higiene, reparos ou intervenções cirúrgicas (Wittneben et al., 2017). A falta de espaço interoclusal é uma forte indicação para restaurações aparafusadas de uma peça. Além disso, se o tecido peri-implantar estiver mal queratinizado ou irregular, as restaurações aparafusadas são também a melhor opção (Linkevicius & Puisys, 2019).

Em restaurações de longa duração é recomendado a conexão aparafusada pois permite uma manutenção mais fácil (Assaf & Abu Gharbyeh, 2014).

As suas vantagens são reversibilidade, o controlo da higiene e da mucosa, reparação da coroa e em casos de menor espaço interarcada (Assaf & Abu Gharbyeh, 2014; Wittneben et al., 2017). O design aparafusado permite uma recuperação fácil e não destrutiva da restauração para procedimentos de manutenção ou reparo e não há nenhum risco de excesso de cimento subgingival (Linkevicius & Puisys, 2019). Por outro lado as suas principais desvantagens são a estética, a oclusão, inclinação do implante, a abertura limitada da boca e o desaparecimento (Jung et al., 2012; Wittneben et al., 2017).

Um design aparafusado contribui para os tecidos peri-implantares saudáveis. O acesso oclusal ou, no caso dos dentes anteriores, o acesso palatino para a abertura do parafuso é geralmente considerada a maior desvantagem, o que pode às vezes comprometer o tratamento (Linkevicius & Puisys, 2019). Por outro lado, na zona anterior, o acesso ao parafuso não desempenha um papel ativo na oclusão e, portanto, não há razão para evitar o acesso ao parafuso (Wittneben et al., 2017).

Normalmente o canal de acesso ao parafuso é encerrado com uma restauração direta que pode afetar a estética. Foi criada uma maneira rápida e conveniente de terminar o tratamento com melhor controle da estética e da oclusão. Essa alternativa de encerramento do orifício do parafuso é o plug adesivo da coroa de implantes (ICAP), proposto por Wadhvani et al. (2011). O plug é feito de porcelana com o mesmo formato do orifício e que tem a mesma tonalidade da coroa. O procedimento é semelhante à cimentação de um inlay, sendo cimentada na coroa com cimento de resina. Esse tipo de restauração pode eliminar a má estética do canal do parafuso e proporcionar melhor controle dos contactos oclusais. Por outro lado, nem todas as situações clínicas justificam um tratamento tão sofisticado (Linkevicius & Puisys, 2019).

Uma das restrições às restaurações aparafusadas é a posição 3D do implante incorreta, porque geralmente resulta num orifício de acesso através da superfície vestibular da coroa, o que deixa resultados esteticamente inaceitáveis. No entanto, avanços recentes têm possibilitado a restauração aparafusada com acesso angulado, evitando assim a solução cimentada (Linkevicius & Puisys, 2019).

2.3.2. Tipo de Material

Primeiro é necessário distinguir as três partes principais das restaurações aparafusadas: o material da estrutura, o material de revestimento e o material da base metálica (Linkevicius & Puisys, 2019).

Se estivermos a falar de restaurações cimentadas, temos um quarto componente: o cimento de resina, que é usado para unir a superestrutura à base metálica (titânio, cromo-cobalto ou outra liga). A base metálica é geralmente em liga de titânio, que é um material biocompatível com força suficiente para suportar cargas (Linkevicius & Puisys, 2019).

Quando se trata da comparação de coroas de cerâmica pura com coroas fundidas de porcelana com metal (PFM), a taxa de sobrevivência geral, a taxa de fratura da cerâmica de estratificação e a incidência de fraturas de estrutura são de interesse primário (Jung et al., 2012). Contudo, uma revisão sistemática publicada mais recentemente por Sailer et al. (2009) com foco especificamente na comparação entre reconstruções metal-cerâmicas e totalmente cerâmicas verificou que não haviam diferenças estatisticamente significativas entre as coroas de cerâmica metálica e cerâmica pura com base na taxa de sobrevivência estimada de 5 anos (Sailer et al., 2009). A taxa de fratura cumulativa geral do material de estratificação foi de 3,5% após 5 anos, sem diferenças estatisticamente significativas entre as coroas de cerâmica pura e PFM (Sailer et al., 2009).

O fabrico das restaurações aparafusadas pode ser realizada de várias maneiras, podem ser fundidas (liga de ouro ou Cr-Co), de peça única fresada (titânio, zircónia, Cr-Co) ou híbridas de duas peças (coping de zircónia conectado a uma base de titânio). A qualidade do ouro ou do Cr-Co em termos de biocompatibilidade, irregularidade de fundição e custos crescentes tornam este método menos aplicável nos dias de hoje. Estruturas aparafusadas de Zircónio de peça única podem ser fresadas, eliminando problemas internos de tensão inerentes ao processo de revestimento e fundição (Linkevicius & Puisys, 2019).

As propriedades da zircónia permitem obter resultados clínicos bons e estáveis. Uma das principais justificações para o uso da zircónia como material protético para restaurações de implantes é a biocompatibilidade. Esta razão para a alta biocompatibilidade do óxido de zircónia é a sua capacidade de provocar uma reação

positiva nos tecidos do hospedeiro. Foi sugerido que a biocompatibilidade conferida pela zircónia é influenciada pelas seguintes características: composição química, propriedades de polimento, adesão de fibroblastos e bactérias. A zircónia é um material inerte, estruturalmente estável, quase sem corrosão e, portanto sem ameaça para os tecidos do hospedeiro (Linkevicius & Puisys, 2019).

As propriedades de polimento também são muito importantes para a manutenção dos tecidos peri-implantares. Muitos estudos mostram que os fibroblastos e as células epiteliais têm uma proliferação e retenção melhores numa superfície de zircónia polida, em comparação com uma superfície rugosa. Além disso, foi demonstrado que os fibroblastos têm melhor proliferação e adesão à zircónia polida, enquanto as bactérias parecem ser menos atraídas pela zircónia lisa (Linkevicius & Puisys, 2019).

Foi demonstrado clinicamente que os pilares de cicatrização de zircónia causaram menos inflamação quando comparados aos de titânio. Isso leva à conclusão de que este material é o melhor material atualmente disponível para o fabrico de estruturas. Embora uma revisão sistemática não tenha confirmado a superioridade dos pilares de zircónia para preservação do osso crestal em vez dos pilares de titânio, a reação dos tecidos moles parece ser mais favorável clinicamente (Linkevicius & Puisys, 2019).

Brackett et al. (2008) e Messer et al. (2003) sugeriram que o dissilicato de lítio não é biologicamente inerte e é o mais citotóxico, em comparação com o compósito ou outros materiais dentários. Sabe-se que as cerâmicas não mantêm a adesão aos tecidos moles, o que pode resultar em recessão e perda óssea (Linkevicius et al., 2018). No caso de um implante com restauração monolítica aparafusada, e se o dissilicato de lítio estiver localizado abaixo da gengiva em contacto direto com os tecidos peri-implantares e próximo ao osso pode ocorrer perda óssea (Linkevicius et al., 2018).

O estudo de Linkevicius em 2018 mostra que segundo a visão de Degidi et al. (2006) e de Scarano et al. (2004) se referem à zircónia como a melhor opção para o posicionamento subgengival. Pode parecer que o dissilicato de lítio é mais adequado para uma localização supragengival e pode ser conectado à subestrutura de zircónia com cimento ou por procedimento de fusão. Por outro lado, de acordo com a visão de Mehl et al. (2017) foi demonstrado que os fibroblastos possuem adesão ao dissilicato de lítio polido, o que indica boa biocompatibilidade do material. Aparentemente, os

procedimentos de acabamento da superfície de dissilicato de lítio, seja ela polida ou glazeada, podem ter influência na aderência das células e no resultado biológico. É claro que os resultados de estudos *in vitro* e de estudos experimentais em animais impedem que se tire conclusões definitivas sobre o uso de cerâmica de lítio abaixo da linha gengival, e alternativas, como a zircônia, devem ser consideradas (Linkevicius et al., 2018).

2.4. Microinfiltração

O pilar é aparafusado ao implante com um torque máximo de 25 Ncm ou de acordo com a especificidade do parafuso e da marca.

Traversky e Birek (1992) no estudo de Gross em 2000 demonstraram extravasamento de fluido bidirecional e passagem bacteriana *in vitro* através da interface de pilares de implante Branemark “firmemente fixos” (Gross et al., 2000). A microinfiltração bacteriana *in vitro* através do pilar na parte interna dos implantes Branemark fechados com 10 Ncm também foi demonstrada por Quirynen et al. (1994) chegando à conclusão de que a microinfiltração ia diminuindo significativamente à medida que o torque de encerramento do pilar foi aumentando de 10 Ncm para 20 Ncm. É razoável supor que a diminuição na microinfiltração foi o resultado de um ajuste mais apertado da interface à medida que o torque de encerramento do pilar foi aumentando. Portanto, a penetração da interface bacteriana em altos torques de encerramento pode não necessariamente existir (Gross et al., 2000). A colocação do pilar nos torques recomendados pode ajudar a minimizar os potenciais efeitos adversos da microinfiltração (Gross et al., 2000).

O grau de extravasamento encontrado foi dependente do torque de encerramento, havendo assim uma correlação inversa entre o grau de torque de encerramento do pilar e a gravidade do extravasamento. Quanto maior a intensidade do torque, menor infiltração foi observada (Dibart et al., 2005).

3. Conceitos Cirúrgicos

A falha precoce do implante tem sido associada a uma técnica cirúrgica inadequada, carga prematura, baixa qualidade óssea e infecção (Dibart et al., 2005).

Lavelle, Wedgwood e Riess (1980) enfatizaram a importância de controlar o trauma cirúrgico durante a inserção do implante, e recomendaram um máximo de

velocidade de perfuração rotacional de 2.000 rpm combinada com arrefecimento externo e interno (Albrektsson et al., 1986; Lavelle et al., 1980).

A perda óssea inicial é explicada pelos efeitos do procedimento cirúrgico, ou seja, interferência com a vascularização periosteal e corte do osso marginal, e por concentrações de stresse marginal (Adell, 1986).

3.1. Profundidade de Inserção Crestal

Em 1969, Branemark e colaboradores definiram a osseointegração como o contacto direto osso-implante. Consideraram a submersão total do implante como um fator indispensável para o sucesso. Essa submersão visava evitar a função prematura, risco de infecção e a migração apical de células epiteliais ao longo da superfície do implante (Davarpanah et al., 2000).

Contudo, no início da década de 1970, Schröder et al. (1976) no estudo de Davarpanah em 2000 reintroduziram o conceito de implantes não submersos apenas numa etapa cirúrgica (Schroeder, 1974). Eles acreditavam que a submersão completa do implante não era necessária para que ocorresse osseointegração. Numerosos estudos relataram taxas de sucesso satisfatórias em implantes não submersos e foi demonstrado contacto direto entre o osso e a superfície do implante com técnicas submersas e não submersas (Davarpanah et al., 2000).

A colocação de implantes submersos também foi proposta num único procedimento cirúrgico com a colocação imediata de um pilar de cicatrização. Esta abordagem iria permitir eliminar a segunda fase cirúrgica. Muitos estudos relataram bons resultados a curto prazo com essa técnica (Davarpanah et al., 2000).

Em 2006, Brogini et al. fizeram um estudo (Figura 9) em que chegaram à conclusão de que à medida que a posição apical da IAI foi aumentando progressivamente, o número total de células inflamatórias peri-implantares aumentou em paralelo, ou seja, quanto mais profunda a interface, maior a magnitude da inflamação peri-implantar. Os neutrófilos foram as células inflamatórias peri-implantares mais predominantes (Brogini et al., 2005).

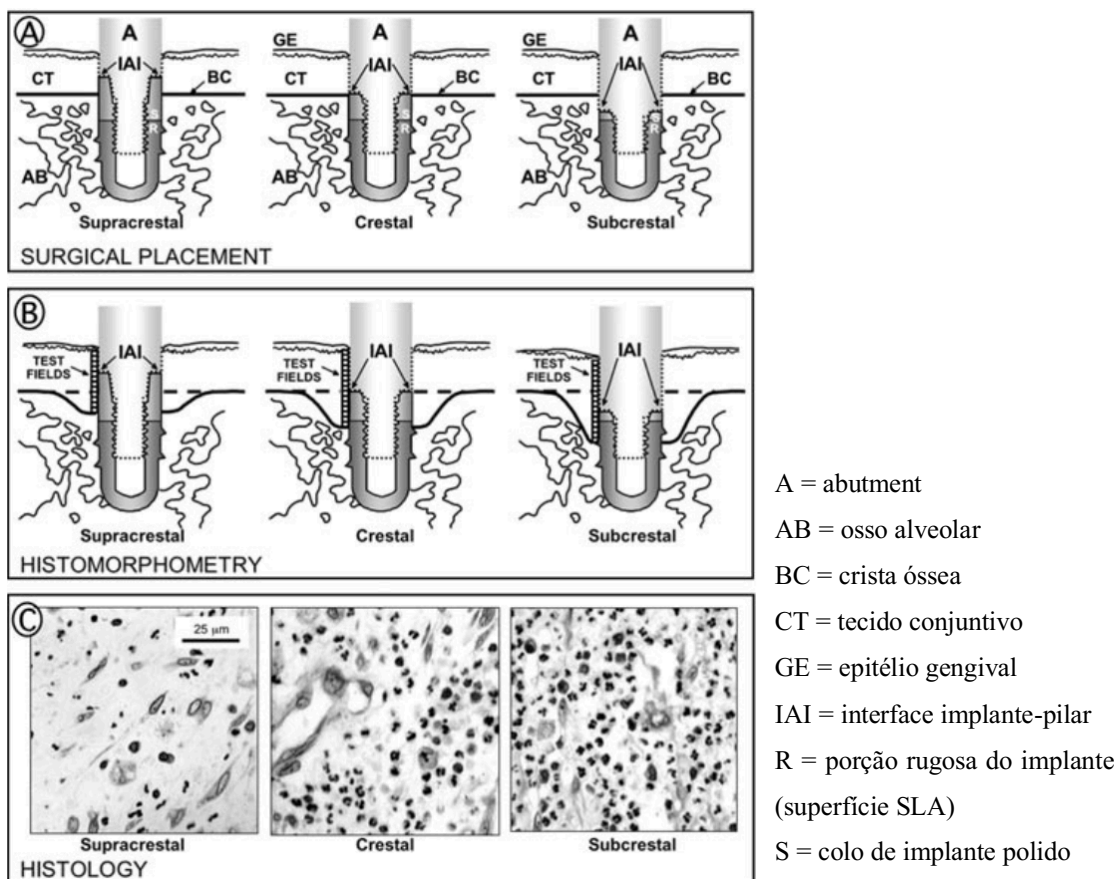


Figura 9: Desenho e colocação do implante, área de estudo histomorfométrico e histológico.

(A) No momento da cirurgia inicial, os implantes foram posicionados de forma que a IAI fosse supracrestal, crestal ou subcrestal ao osso alveolar, ou seja, 1 mm coronal, ao nível do osso ou a 1 mm apical à crista alveolar, respectivamente. Três meses depois, os pilares (delineados a tracejado) foram conectados aos implantes. Após 3 meses, as amostras foram analisadas histomorfometricamente.

(B) Os campos histológicos sequenciais de tecido mole apico-coronal peri-implantar foram capturados digitalmente; a avaliação morfométrica do tecido peri-implantar foi confinada ao tecido conjuntivo imediatamente adjacente à superfície do implante do epitélio gengival ao osso alveolar. Todas as células intersticiais não vasculares foram avaliadas e designadas como neutrófilos ou células mononucleares. Para este último, linfócitos, células plasmáticas, monócitos e macrófagos foram considerados coletivamente como uma única população de células.

(C) Fotomicrografias dos tecidos moles imediatamente adjacentes à IAI. Embora os neutrófilos fossem abundantes na amostra na colocação crestal ou subcrestal, essas células eram raras na amostra supracrestal.

Fonte: (Broggini et al., 2005).

Observou-se que a acumulação apico-coronal de neutrófilos peri-implantares associados a implantes subcrestais foi significativamente maior em comparação com os implantes crestais. No entanto, entre todos os implantes, as células mononucleares foram

distribuídas de forma relativamente uniforme ao longo de toda a superfície do implante (Broggini et al., 2005).

Ao estudar todos os tipos de implantes chegou-se à conclusão de que a relação entre a perda óssea e a acumulação de células inflamatórias abaixo da crista óssea alveolar original foi altamente significativa. Em contraste, não houve relação significativa entre a perda óssea e a acumulação de células inflamatórias acima da crista óssea alveolar original (Broggini et al., 2005).

Neste estudo foi identificada uma relação altamente significativa entre a quantidade de inflamação peri-implantar e a magnitude da perda óssea alveolar (Broggini et al., 2005).

A colocação de implantes ao nível ósseo é usada como padrão na prática comum, sendo recomendado pela maioria dos fabricantes e estudos (Linkevicius et al., 2009a). Estudos recentes mostraram uma redução na perda óssea peri-implantar interproximal e na exposição das espiras do implante quando os implantes são colocados subcrestalmente em comparação com uma posição equicrestal (Aimetti et al., 2015; Koutouzis et al., 2013; Pico et al., 2019). De modo a evitar a exposição do metal, alcançar uma dimensão vertical adequada e um perfil de emergência estético opta-se muitas vezes pela localização crestal ou subcrestal do pescoço do implante. No entanto, o efeito deletério é uma maior reabsorção óssea (Vela-Nebot et al., 2006).

A colocação de implantes subcrestais pode não ser viável para todos os implantes. J. S. Hermann e colaboradores (2000) demonstraram que a colocação mais profunda de implantes com uma conexão plana resultou em mais perda óssea. A perda óssea da crista foi minimizada movendo a IAI para longe do osso (J. S. Hermann et al., 2000; Vervaeke et al., 2016). Por outro lado, Cochran et al. (2013) mostraram que a colocação subcrestal de implantes com PS e com uma conexão cônica não resulta em perda óssea adicional. Pelo contrário, o osso foi mantido e permaneceu estável ao longo do tempo (Vervaeke et al., 2016).

A colocação subcrestal de um colar de implante liso resulta em perda óssea na superfície lisa até ao nível da superfície áspera do implante (Hämmerle et al., 1996; Vervaeke et al., 2016). No estudo de Griggs em 2017, Schwarz et al. em 2014 observaram os efeitos da altura do colar do implante e da altura da conexão implante-pilar em relação ao nível ósseo. Descobriram que o posicionamento supracrestal da linha de transição áspera e suave resultou em 0,835 mm a menos de perda óssea marginal do que o posicionamento subcrestal (Griggs, 2017).

Assim sendo, alguns fabricantes de implantes produziram implantes rugosos ao longo de todo o comprimento, sem pescoço polido (Oh et al., 2002), e chegou-se à conclusão de que a introdução de ranhuras de retenção (micro-espiras) no colo do implante pode reduzir ainda mais a quantidade de perda óssea após a instalação do implante (Hansson, 1999; Oh et al., 2002).

Por outro lado, resultados contraditórios não demonstraram diferença estatisticamente significativa na perda óssea crestal em torno de implantes dentários colocados crestalmente e subcrestalmente (Al Amri et al., 2017). Todas estas discrepâncias entre estudos podem ser atribuídas a diferenças na técnica cirúrgica, conexão implante-pilar, distância interimplante, textura da superfície da plataforma, desconexão / reconexão repetida do pilar de cicatrização e espessura inicial da mucosa (Aimetti et al., 2015; Al Amri et al., 2017).

A colocação de uma IAI ao nível do osso alveolar está associado a um infiltrado de células inflamatórias significativo e perda óssea, em comparação com a ausência completa de uma interface (Broggini et al., 2003). Essas observações sugerem que um estímulo inflamatório se origina na IAI e há uma relação causal entre a extensão da inflamação peri-implantar e a magnitude da perda óssea alveolar (Broggini et al., 2005).

A localização do micro-espaco viola a largura biológica e inicia uma resposta inflamatória causando uma significativa perda óssea peri-implantar que se correlaciona com a proximidade do micro-espaco à crista óssea (Vela-Nebot et al., 2006). As células inflamatórias promovem a formação de osteoclastos, o que resulta numa perda óssea alveolar. Outro fator associado ao micro-espaco é a instabilidade da IAI. É sugerido que os micromovimentos do pilar podem estar ligados a perda óssea ao redor dos implantes. Foi proposta uma modificação da IAI deslocando-se a margem externa do micro-espaco em direção ao eixo do implante e para longe do osso crestal (Linkevicius et al., 2009a). É necessário ter em atenção que a porção mais coronal do osso peri-implantar pode tender a reabsorver se o implante for colocado próximo a dentes, implantes adjacentes ou a uma parede residual vestibular fina (Annibali et al., 2012; Tomasi et al., 2010).

Com implantes de uma peça, a localização do micro-espaco é coronal à largura biológica, ocorrendo menos reabsorção óssea (Vela-Nebot et al., 2006).

TÉCNICA	INDICAÇÕES	VANTAGENS	DESVANTAGENS
Subcrestal (ou submergido)	Todos os tipos de edêntulismo	Boa estética Micromovimento limitado	Procedimento cirúrgico de 2 etapas
Subcrestal com Pilar (1 peça)	Setores maxilares e mandibulares posteriores Setor mandibular anterior	Boa estética Cirurgia de 1 etapa Reabilitação protética facilitada Manuseamento dos tecidos moles: conceito de perfil de emergência	Estética anterior difícil de verificar Micromovimentos
Não Submergido (1 peça)	Setores maxilares e mandibulares posteriores Setor mandibular anterior	Cirurgia de etapa única	Estética anterior difícil de verificar Micromovimentos
Supracrestal	Setores maxilares e mandibulares posteriores	Cirurgia simplificada Gestão do deslocamento ósseo apical-coronal Perda óssea crestal limitada Estabilidade inicial otimizada	Estética anterior difícil de verificar Micromovimentos

Tabela 1: Características de diferentes posições apicocoronais dos implantes. Fonte: (Davarpanah et al., 2000).

3.2. Torque de Inserção

Em pacientes, a estabilidade primária do implante pode ser medida usando a análise de torque de inserção (Bosshardt et al., 2017), uma vez que usando valores adequados de torque de inserção do implante (TI) (25-45 Ncm) evitam micromovimentos que podem levar ao encapsulamento fibroso (Insua et al., 2017).

Embora se acreditasse que se alcançava a alta estabilidade primária e que a osseointegração seria mais garantida aplicando TI altos, chegou-se à conclusão de que TI altos podem ser perniciosos para o nível ósseo peri-implantar. Certamente que para a colocação imediata do implante com ou sem carga imediata, é necessária uma estabilidade primária sólida (> 32 Ncm). Como tal, quando a colocação do implante é aplicada sob

torque elevado (≥ 50 Ncm), há uma maior propensão a perda óssea marginal e recessão, ainda mais notável na presença de um osso crestal fino. Se forem aplicados torques ainda mais altos (> 70 Ncm) a perda óssea marginal ainda é substancialmente maior (Insua et al., 2017).

Valores adequados de TI do implante (25-45 Ncm) foram sugeridos para evitar micromovimentos que possam levar ao encapsulamento fibroso. Por outro lado, o alto TI também foi associado a um aumento das microfraturas.

Além disso, foi evidenciado que os implantes com um alto torque são sujeitos a maior perda óssea peri-implantar nos estágios iniciais de cicatrização em comparação com aqueles colocados mais passivamente (Insua et al., 2017).

Aquando da perfuração para atingir um torque alto, uma maior camada dupla de osteócitos mortos é observada em comparação com as perfurações de torque baixo. Para além disso, foi demonstrado que a densidade lacunar de osteócitos no osso cortical humano está associada à acumulação de microfissuras e ao aumento da porosidade com a idade. Isto destaca a importância de minimizar as microfraturas como consequência de torques elevados para preservar de forma previsível o nível ósseo peri-implantar. Desse modo, parece muito coerente afirmar que a falta de estabilidade primária pode potencialmente comprometer a osseointegração (Insua et al., 2017).

A carga aumenta a formação óssea e inibe a reabsorção, portanto, pode ser observada uma contradição para recomendar níveis de torque baixos. No entanto, o aumento da carga pode levar à apoptose de osteócitos e, consequentemente, pode promover níveis mais elevados de secreção de RANKL e VEGF para o ambiente circundante provocando reabsorção celular (Insua et al., 2017).

Simons et al. (2015) no estudo de Insua em 2017 compararam a proporção de osso esponjoso com o osso cortical na perda óssea marginal. Os autores identificaram que quando há uma maior proporção de osso esponjoso (> 50 -60%) a perda óssea precoce era significativamente minimizada ($\sim 0,6$ -0,7 mm), portanto, TI altos não devem ser aplicados em particular na presença de uma camada cortical espessa a fim de evitar microfraturas. (Insua et al., 2017).

Têm sido investigadas novas abordagens para a colocação de implantes. Um exemplo, é a utilização de métodos de perfuração simplificados que não parecem prejudicar o processo de osseointegração. Por exemplo, implantes mais largos instalados sob torques superiores que têm vindo a demonstrar estabilidade secundária adequada e

alto contacto osso-implante, apesar de haver um certo atraso na cicatrização devido à necrose do osso existente (Insua et al., 2017).

Um TI mais alto está associado a uma maior área de contacto osso-implante e possivelmente a uma densidade óssea aumentada. No entanto, não há correlação significativa entre o TI e a perda óssea marginal (Griggs, 2017).

Os implantes dentários devem ser colocados com um torque adequado para evitar danos (Cionca et al., 2017).

4. Conceitos Biológicos

O resultado da terapia com implantes foi apresentado na maioria dos estudos clínicos, focando apenas na sobrevivência do implante, sem fornecer informações detalhadas sobre as reconstruções. Porém, para a tomada de decisão, é importante conhecer as proporções de sobrevida e a determinação da incidência de complicações biológicas e técnicas não só para os implantes, mas também para as reconstruções (Jung et al., 2008).. Além disso, no estudo de Jung em 2008 segundo Pjetursson em 2004, para uma interpretação significativa da taxa de sobrevida e complicações, seria necessário um período de acompanhamento médio de pelo menos 5 anos (Jung et al., 2008).

4.1. Anatomia Óssea

A maxila geralmente tem menos volume total de osso disponível para ancoragem devido à reabsorção vertical, que costuma ser acentuada nos casos em que está presente uma dentição anterior residual na mandíbula oposta. A quantidade insuficiente de osso também pode estar relacionada a seios maxilares expandidos anteriormente, a cavidades nasais largas ou a pequenas dimensões vestíbulo-palatinas do processo alveolar residual, embora a altura do osso residual pudesse ser considerável (Adell et al., 1981).

As consequências da progressão da peri-implantite, com avançada perda óssea e, eventualmente, perda dentária resultam num rebordo edêntulo com dimensões reduzidas, sendo por vezes necessário optar pelo uso de implantes com comprimento inferior a 10 mm (Derks, 2015). Não existindo necessariamente diferenças na qualidade óssea do processo alveolar entre pacientes com e sem periodontite (Lindhe et al., 2012).

A fase inicial de cicatrização de um implante dentário colocado no osso é importante para o seu sucesso a longo prazo. Em particular, a estabilidade mecânica do implante é considerada um pré-requisito para o sucesso clínico a curto e longo prazo dos implantes osseointegrados. A osseointegração é um processo dinâmico durante o qual a estabilidade primária é substituída pela estabilidade secundária. Imediatamente após a instalação do implante, a fixação mecânica do implante é fornecida pela estabilidade primária (ou seja, do contacto direto entre a superfície das paredes ósseas do local de implantação e a superfície do implante dentário). A natureza dessa ligação é mecânica e não biológica (Bosshardt et al., 2017).

A estabilidade primária depende principalmente da qualidade óssea, é um fator crítico nas reabilitações com implantes dentários. A maxila posterior apresenta normalmente uma má qualidade óssea com baixa densidade óssea e placas ósseas corticais finas. Portanto, alcançar a estabilidade adequada pode ser um desafio na região posterior da maxila (Etoz et al., 2014).

Como o osso compacto contribui mais do que o osso trabecular para a estabilidade primária, o diâmetro do implante pode contribuir mais do que o comprimento do implante para essa mesma estabilidade. O osso mais denso, compacto, está localizado na região mandibular anterior, enquanto o osso trabecular mais poroso é detetado na região posterior da maxila. O osso cortical tem um módulo de elasticidade e resistência à compressão maiores quando comparado ao osso esponjoso (Insua et al., 2017) e é benéfico para a estabilidade dos implantes, sendo difícil obter uma boa fixação de um implante quando este é colocado num osso com uma fina camada de osso cortical e uma grande proporção de osso trabecular (He et al., 2015). O osso cortical apresenta várias desvantagens quando comparado ao osso trabecular, dado que a sua vascularidade é restrita e provoca uma mínima ou nenhuma migração de células osteogénicas o que pode resultar em perda óssea peri-implantar em caso de trauma. (Insua et al., 2017).

A construção da estabilidade secundária começa com a primeira aposição do novo osso na superfície do implante. A natureza da ligação entre o novo osso e o implante é biológica. A aposição de osso novo na superfície do implante começa mais cedo no osso trabecular do que nas regiões de osso compacto, porque este último precisa de ser reabsorvido primeiro. A soma da estabilidade primária, que diminui com o tempo, com a estabilidade secundária, que aumenta com o tempo, é responsável pela estabilidade total (Bosshardt et al., 2017). O osso cortical é conhecido por ser menos resistente à força de cisalhamento, que é significativamente aumentada pela sobrecarga de flexão. Portanto,

caso a sobrecarga de flexão aumente para além do limiar da homeostase óssea pode haver perda óssea marginal progressiva ou mesmo desosseointegração (Hanawa, 2020).

A interação do ambiente mecânico (por exemplo, magnitudes de carga, direções de carga, taxas de carga e frequência de carga) e o meio biológico (por exemplo, qualidade óssea, quantidade óssea e a capacidade das células de responder) pode ser o ponto crítico determinante na identificação de condições de carregamento desfavoráveis que levam a respostas ósseas indesejáveis (Hoshaw et al., 1994). Uma mineralização óssea ideal garante alta qualidade do contacto osso-implante (BIC) e fornecerá aos implantes dentários estabilidade biomecânica a longo prazo. Assim, a diminuição da qualidade óssea numa condição desfavorável pode ser considerada como um possível fator de risco para a falha do implante (Alghamdi & Jansen, 2020).

4.2. Espessura dos Tecidos Moles

O comportamento da mucosa ao redor do implante depende da qualidade dos tecidos moles, do nível de submersão do implante, do tipo de biomateriais usados e da condição da superfície do implante. A interface entre os tecidos moles e o implante é composta por três zonas bem delineadas: o epitélio sulcular, o epitélio juncional e o tecido conjuntivo peri-implantar (Figura 10) (Davarpanah et al., 2000).

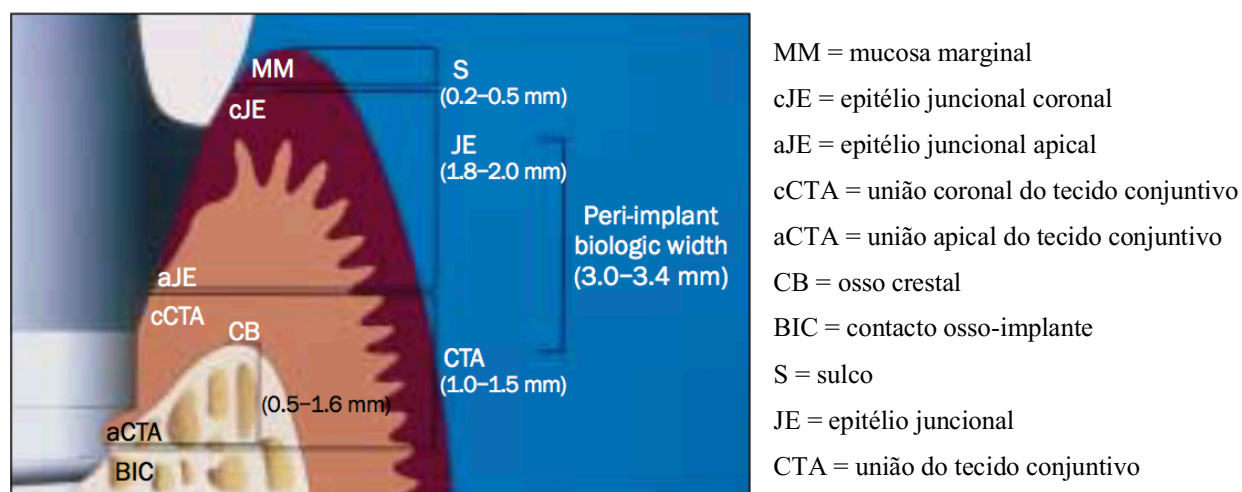


Figura 10: Largura biológica peri-implantar. Fonte: (Davarpanah et al., 2000).

Berglundh et al. (1996) observaram num estudo experimental com animais que a largura biológica média da mucosa era em torno de 3 mm e que a reabsorção óssea pode

ocorrer para permitir a fixação dos tecidos moles. Assim sendo, uma espessura mínima de aproximadamente 3 mm de tecido mole é necessária para permitir a formação de um selo biológico ao redor do topo de um implante dentário de duas fases (Lazzara & Porter, 2006). A formação dessa barreira biológica pode garantir uma integração bem sucedida dos implantes (Davarpanah et al., 2000). Existem 2 maneiras de formar a largura biológica ao redor dos implantes: com perda óssea crestal ou sem reabsorção óssea (Linkevicius, 2018).

Além disso, Berglundh (1996) e Ericsson et al. (1995) observaram em seções histológicas de osso crestal e tecido mole que o osso crestal está sempre separado da base do implante por uma zona de aproximadamente 1 mm de largura do tecido conjuntivo saudável, conforme ilustrado na Figura 10 (Lazzara & Porter, 2006).

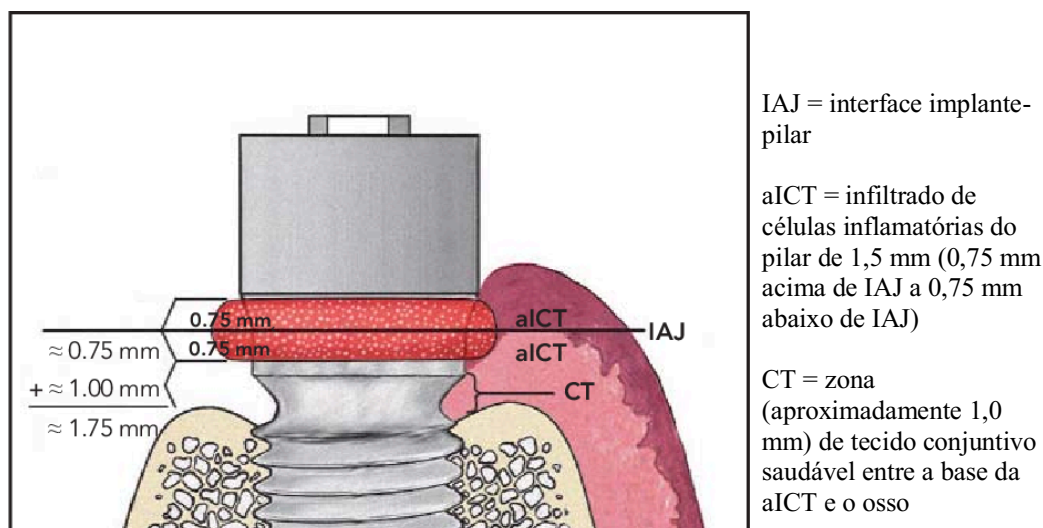


Figura 11: Aproximação das dimensões da interface do tecido mole de acordo com Ericsson et al. (1995) e Abrahamsson et al. (1997).

Fonte: (Lazzara & Porter, 2006).

Assim sendo, a espessura inicial do tecido peri-implantar (distância entre a mucosa marginal e o osso) é um dos fatores de impacto na estabilidade óssea. Uma dimensão mínima de 3 mm entre a porção marginal da mucosa peri-implantar e o osso peri-implantar é bastante importante (Abrahamsson et al., 1996; Pico et al., 2019). Portanto, um tecido mucoso fino está associado a perda óssea, enquanto um tecido mole espesso mantém o nível do osso crestal com remodelação mínima (Pico et al., 2019). A espessura do tecido mole necessária para proteger o osso subjacente ao redor dos implantes é de

aproximadamente 4 mm, que é mais largo do que a largura biológica ao redor dos dentes (Linkevicius, 2018).

Não há diretrizes atuais em caso de serem diagnosticados tecidos verticais finos no momento da colocação do implante. No entanto, devem ser tomadas medidas para prevenir a reabsorção óssea crestal. Isso é especialmente importante para implantes curtos, cujo uso se está a tornar uma prática comum (Linkevicius, 2018).

Linkevicius e colaboradores (2018) colocaram 55 implantes dividindo-os em 3 grupos consoante a espessura dos tecidos moles: grupo 1 (tecidos finos; 2mm ou menos), grupo 2 (tecidos médios; 2,5mm) e grupo 3 (tecidos espessos; 3mm ou mais). Na Figura 12 observaram-se diferenças estatisticamente significativas entre os grupos fino e espesso e entre os grupos médio e grosso, enquanto entre os grupos fino e médio, não foi significativa (Linkevicius et al., 2018).

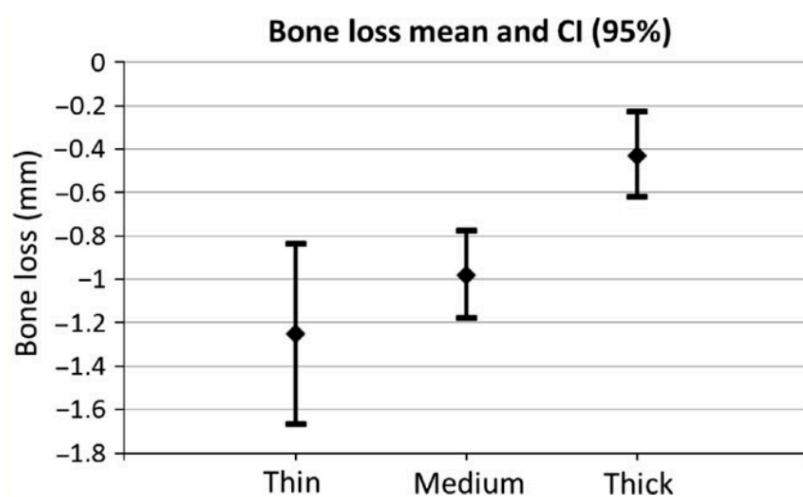


Figura 12: Visualização gráfica das diferenças significativas entre os grupos de tecidos moles e a respetiva perda óssea. Fonte: (Linkevicius, 2018).

Atualmente uma das maneiras de apoiar e manter os contornos de tecido mole e duro após a colocação imediata de implantes nas regiões anterior e posterior é a partir do uso de pilares de cicatrização personalizados (Figura 13). Esta abordagem pode influenciar positivamente a saúde do implante a longo prazo, ao mesmo tempo que simplifica todo o tratamento (Ruales-Carrera et al., 2019).

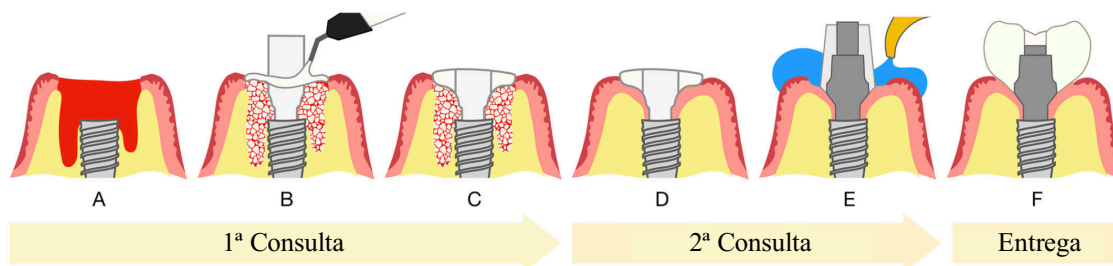


Figura 13: Sequência que representa o uso clínico do pilar de cicatrização personalizado.

A: Implante imediato colocado após a extração do dente.

B: Pilar de cicatrização pré-fabricado em posição e a lacuna preenchida com um substituto de osso, aplicação e fotopolimerização de resina fluida até completar o contorno do tecido mole.

C: O pilar de cicatrização é removido permitindo a criação de contornos críticos e subcríticos e, em seguida, colocado na posição novamente.

D: Tecidos moles e duros cicatrizados ao redor do implante dentário e o pilar de cicatrização personalizado.

E: Impressão de transferência do pilar definitivo.

F: Restauração final na posição seguindo o perfil de emergência obtido.

Fonte: (Ruales-Carrera et al., 2019).

O selamento biológico é a única e mais importante barreira de proteção do implante osseointegrado do ambiente intra-oral contaminado. Assim, há uma conexão direta entre a mucosa pré-implantar da crista alveolar edêntula e dos tecidos moles peri-implantares (Linkevicius, 2018).

4.2.1 Mucosa Fina

Em casos de mucosa fina, é aconselhável colocar o implante um pouco mais fundo (subcrestalmente), de forma a que a mucosa possa ocultar o pilar longo, evitando complicações estéticas, e ao mesmo tempo permitindo o estabelecimento da largura biológica. Este conceito foi investigado por vários autores (Aimetti et al., 2015; Koutouzis et al., 2013), e diferentes resultados foram obtidos (Pico et al., 2019). O posicionamento subcrestal de implantes com pilares com PS resulta numa maior reabsorção óssea crestal, mas menor remodelação óssea ou perda óssea aparente no ombro do implante. Portanto, e em casos com mucosa fina (< 2 mm) implantes de nível ósseo com PS e conexões internas de pilar devem ser colocados numa posição subcrestal para permitir o estabelecimento da largura biológica e evitar perda óssea do pescoço do implante (Linkevicius, 2018). A colocação subcrestal evita a exposição precoce da superfície do implante. Consequentemente, a colonização bacteriana da superfície do

implante pode ser evitada, não induzindo peri-implantite (Quirynen et al., 2007; Vervaeke et al., 2016).

O pensamento inicial é simplesmente colocar o implante mais profundamente na região crestal. É sempre necessário ter em conta que é preciso manter uma margem de segurança entre o local do implante e as estruturas anatómicas vitais, como o nervo alveolar inferior e o seio maxilar. A colocação de um implante subcrestal pode danificar essas estruturas se não forem tomados os devidos cuidados (Linkevicius, 2018).

A colocação de implantes subcrestais pode não ser viável para todo o tipo de implantes. Brogini e colaboradores estudaram a inflamação aguda persistente no micro-espço da IAI em redor dos implantes com uma conexão plana, que teve como resultado um aumento da perda óssea crestal. Demonstraram a presença de um infiltrado de células inflamatórias predominantemente neutrófilos como uma reação à presença de bactérias no micro-espço da IAI (Brogini et al., 2003).

Um estudo in vivo por Linkevicius e colaboradores investigou a influência da espessura inicial do tecido mole nas mudanças ósseas crestais em torno de implantes em humanos. Os implantes foram colocados 2 mm crestalmente, enquanto os implantes de controle foram colocados equicrestalmente. A principal descoberta foi que a colocação de um implante 2 mm supracrestalmente e, assim, afastando o micro-espço da crista alveolar, não evitou a perda óssea peri-implantar se tecidos moles finos estivessem presentes no momento da colocação do implante. Os autores concluíram que uma espessura de tecido mole de 2 mm ou menos, resultou em perda óssea crestal de até 1,45 mm, apesar da posição supracrestal da IAI (Linkevicius et al., 2009b).

Em situações clínicas com mucosa fina, foi sugerido realizar procedimentos de aumento de tecido mole para obter uma mucosa mais espessa a fim de manter os níveis de osso crestal com remodelação mínima (Linkevicius et al., 2015; Pico et al., 2019; Puisys & Linkevicius, 2015). O aumento da espessura do tecido mole verticalmente compensa a falta de espessura do tecido vertical. A ideia é colocar algum tipo de material autogénico, alogénico ou xenogénico sobre o implante, aumentando assim a espessura do tecido mole após a cicatrização (Linkevicius, 2018).

Um enxerto de tecido conjuntivo é considerado o gold standard para o aumento de tecido mole ao redor dos implantes. No entanto, essa técnica tem algumas desvantagens consideráveis, como morbidade da área doadora e os desafios do procedimento de colheita. Os substitutos alogénicos podem, portanto, ser considerados uma opção viável

para substituir os enxertos autógenos na reconstrução vertical de tecidos moles (Linkevicius, 2018).

Em conclusão, deve ser enfatizado que o diagnóstico de tecidos moles verticais é um aspeto muito importante na reabilitação com implantes. Apenas reconhecendo que a espessura do tecido é um fator significativo, podem ser utilizados os protocolos que permitem a reconstrução de tecidos peri-implantares verticais e consequentemente a redução da perda óssea crestal (Linkevicius, 2018).

4.3. Sobrecarga Oclusal

A sobrecarga oclusal é considerada outra das principais causas de falha do implante, resultando frequentemente em perda óssea marginal. Ao contrário dos dentes naturais, os implantes osseointegrados são anquilosados ao osso circundante sem ligamento periodontal que apresenta mecanorreceptores (Hanawa, 2020).

Takashi Miyata et al. (2000) relataram a influência da sobrecarga oclusal controlada no tecido peri-implantar em macacos. Neste estudo, o contacto supra-oclusal foi aplicado durante quatro semanas em implantes, quatorze semanas após a inserção. Nem inflamação nem perda óssea crestal foram observados quando o contacto supra-oclusal foi de aproximadamente 100 microns. Por outro lado, foi observada perda óssea crestal no grupo com contacto supra-oclusal maior que 180 microns (Takashi Miyata et al., 2000). Concluiu-se que a perda óssea crestal peri-implantar ocorreu com 180 microns ou mais de supra-oclusão (Insua et al., 2017).

Vários autores especularam que a sobrecarga oclusal pode contribuir para a perda do osso crestal adjacente aos implantes. O conceito de “microfratura” proposto por Roberts et al. (1989) é frequentemente utilizado. O artigo descreveu que as regiões crestais ao redor dos implantes dentários são áreas de suporte de alta tensão e explicou ainda que se a região crestal estiver sobrecarregada durante a remodelação óssea, se criam “crateras cervicais” ao redor dos implantes dentários. O estudo também sugere que a oclusão direcionada axialmente, bem como o carregamento progressivo, são recomendados para prevenir a “microfratura” durante os períodos de remodelação óssea (Oh et al., 2002).

A sobrecarga oclusal pode resultar em perda óssea marginal progressiva ou mesmo perda completa da osseointegração, e quando a oclusão traumática é combinada com inflamação, a progressão da destruição óssea é acelerada (Hanawa, 2020).

Uma possibilidade para reduzir a sobrecarga oclusal ou aumentar a resistência à sobrecarga oclusal após o primeiro ano de função inclui uma adaptação funcional da musculatura oral, desgaste do material da restauração e/ou o aumento da densidade óssea após um determinado período de tempo (Hanawa, 2020).

Embora a peri-implantite e a sobrecarga oclusal em conjunto com as características do hospedeiro possam ser os principais agentes etiológicos que causam falhas tardias dos implantes, a influência do trauma da oclusão na doença peri-implantar ainda não está totalmente elucidada (Al Amri et al., 2017).

Em resumo, a perda óssea do implante pode ocorrer se o stresse for excessivo, ou seja, se houver sobrecarga patológica. Consequentemente, a perda óssea precoce do implante pode ser induzida por sobrecarga oclusal ou alguns tipos de stresse excessivo na interface osso-implante imatura no estágio inicial de implantes em função (Hanawa, 2020).

4.4. Fatores Metabólicos que Afetam o Metabolismo Ósseo

Após uma falha na colocação de um implante, a hipótese de uma anomalia biológica raramente é considerada como uma possível causa (Choukroun et al., 2014).

Anomalias metabólicas ou deficiências imunológicas podem, por exemplo, dar origem a complicações cirúrgicas e também podem interferir com a aposição e/ou remodelação óssea na interface osso-implante (Renvert & Quirynen, 2015).

4.4.1. Colesterol e Ácidos Gordos

Nas últimas três décadas, o consumo de dietas com alto teor de gordura e colesterol tem vindo a aumentar (Tall & Yvan-Charvet, 2015) e, como consequência, a mortalidade por doenças relacionadas à obesidade, como doenças cardiovasculares e condições de hiper-inflamação, também aumentaram (Cavagni et al., 2016; Devlin & Rosen, 2015). Para além disso, a obesidade também foi relacionada com um risco aumentado de doença periodontal (Gorman et al., 2012; Nascimento et al., 2015).

A gordura da medula óssea (BMF) corresponde há acumulação de células de gordura dentro do tecido da medula óssea (Hardouin et al., 2014). Estudos sobre uma possível correlação inversa entre a massa óssea e BMF (Bermeo et al., 2014; Hardouin et al., 2014; Reid, 2010), chegaram à conclusão que uma maior adipogénese pode resultar

em menor osteoblastogênese e esses adipócitos podem secretar ácidos gordos saturados que podem prejudicar a viabilidade dos osteoblastos por indução da apoptose e da autofagia (During et al., 2015; Hardouin et al., 2014). Os adipócitos também podem libertar pró-citoquinas inflamatórias e osteoclastogênicas, expressando RANKL (Bermeo et al., 2014; Goto et al., 2011; Hardouin et al., 2014; Melis et al., 2016; Reid, 2010).

Além disso, a obesidade induz uma condição de inflamação sistêmica com altos níveis de citocinas circulantes e com o aumento da produção de monócitos, neutrófilos, e macrófagos do tecido adiposo. Essas citocinas e a acumulação de colesterol nos macrófagos podem alterar a proporção de macrófagos promovendo um ambiente pró-inflamatório, aumentando assim o número de monócitos ou macrófagos em circulação (Fadini et al., 2014).

A influência da obesidade e o aumento dos níveis de colesterol e triglicéridos foram amplamente descritos na área médica, mas o efeito da hiperlipidemia na osseointegração dos implantes dentários ainda não foi totalmente estudado (Keuroghlian et al., 2015).

Foi relatado em ratos que após uma dieta rica em gordura que durou doze semanas, ocorreu significativamente mais perda óssea peri-implantar, formação óssea reduzida e menor resistência na interface osso-implante. Por outro lado, Dündar et al. (2016) relataram que não houve diferença no contacto osso-implante doze semanas após a colocação do implante entre coelhos após uma dieta rica em gordura de três meses versus dieta normal (Dündar et al., 2016). Como a hiperlipidemia pode prejudicar a quantidade e a densidade óssea, podem ser especulados efeitos negativos na osseointegração do implante, embora não haja ainda nenhuma evidência totalmente conclusiva até ao momento (Insua et al., 2017).

4.4.2. Vitamina D

A vitamina D é uma hormona solúvel em gordura que regula a homeostase do fosfato de cálcio e o metabolismo mineral ósseo (Halfon et al., 2015). É uma substância comum na prevenção e no tratamento da osteoporose, mas as pesquisas que investigam os seus efeitos durante a osseointegração de implantes dentários permanecem limitadas (Zhou et al., 2012).

Esta vitamina ao ser transformada na sua forma ativa pode estimular a produção de matriz óssea pelos osteoblastos, havendo remodelação óssea. Também vai aumentar a absorção de cálcio no intestino levando a uma redução da secreção de PTH e havendo menor reabsorção óssea sistêmica com uma possível inibição da osteoclastogênese (Sakai et al., 2009).

Kelly et al. estudaram o processo de osseointegração em ratos com deficiência de vitamina D e observaram valores mais baixos de contacto osso-implante e de resistência mecânica óssea após duas semanas da colocação do implante (Kelly et al., 2009).

Zhou et al. relataram uma melhor fixação do parafuso de titânio em ratos após oito semanas de administração oral de vitamina D, mostrando um aumento significativo da densidade óssea peri-implantar, do contacto osso-implante (1,5 vezes maior) e da microarquitetura trabecular peri-implantar (Zhou et al., 2012). Resultados semelhantes foram relatados em ratos com doença renal crônica, que sugeriam que o tratamento com vitamina D possa ser uma abordagem eficaz para a colocação de implantes em pacientes com esta doença (Liu et al., 2014). Recentemente foi avaliado o efeito da aplicação tópica de soluções de vitamina D (10%) (Salomó-Coll et al., 2016) e melatonina (5%) (Salomó-Coll et al., 2018) na superfície de implantes imediatos colocados em cães. Ambas as aplicações tópicas melhoraram significativamente a formação de novo osso em torno dos implantes e reduziram a perda óssea crestal em doze semanas após a cirurgia (Salomó-Coll et al., 2018), destacando a correlação positiva entre a vitamina D e os estádios iniciais da osseointegração. Estes resultados podem sugerir que a vitamina D tem um efeito protetor na consolidação óssea após a inserção do implante (Zhou et al., 2012).

Por outro lado, Schulze-Späte et al. (2016) não relataram diferenças na formação óssea nem na reabsorção do enxerto após procedimento de aumento do seio maxilar com vitamina D e suplemento de cálcio. Apenas houve uma diferença no número de osteoclastos de reabsorção óssea, havendo uma maior atividade de remodelação óssea relacionada a níveis mais elevados de vitamina D (Schulze-Späte et al., 2016).

Um estudo retrospectivo para correlacionar a falha precoce de implantes e baixos níveis séricos de vitamina D mostrou uma maior incidência da taxa de falha do implante nesses pacientes, mas uma correlação entre os dois fatores não pôde ser determinada. Portanto, a vitamina D parece melhorar a saúde óssea e a cicatrização do implante, mas

mais pesquisas são necessárias para obter um nível adequado de evidência (Mangano et al., 2016).

4.4.3. Hiperglicemia

A Diabetes Mellitus tem sido relacionada com um metabolismo deficiente de tecido esquelético devido a uma função osteoblástica suprimida e a um menor potencial de formação óssea, independentemente do tipo de osso, da localização e da carga mecânica. Um maior risco de falha do implante foi relacionado ao descontrole da diabetes e, a diabetes não diagnosticada pode ser vista como uma possível razão para justificar implantes mal sucedidos por razões supostamente desconhecidas. Ajami et al. relataram atraso na formação e remodelação óssea em ratos hiperglicêmicos (Ajami et al., 2014).

A mineralização óssea precoce pode ser afetada devido a um comprometimento da mineralização do colagénio (Ajami et al., 2016). Outro mecanismo pode ser o facto de que a diabetes promove um estado hipercoagulativo e um atraso na formação do coágulo de fibrina devido a um aumento da formação de trombina, ativação plaquetária e da resistência à fibrina (Ajami et al., 2014; Carr, 2001). Além disso, as condições hiperglicêmicas estão relacionadas com a redução dos marcadores da formação óssea, tais como, a osteocalcina e a fosfatase alcalina óssea e também marcadores de reabsorção óssea como o telopeptídeo C-terminal de colagénio tipo I (CTX) (S. King et al., 2016). Os níveis séricos de osteoprotegerina (OPG) estão aumentados após um episódio de hiperglicemia o que causa uma redução da densidade óssea (S. King et al., 2016; Toshio Miyata et al., 1997; Vashishth, 2007).

Moraschini et al. (2016) concluíram que a taxa de falha do implante não é maior em pacientes diabéticos do que em não diabéticos, nem entre diabéticos tipo 1 e tipo 2 (Moraschini et al., 2016). No entanto, pacientes não diabéticos demonstraram uma perda óssea crestal significativamente menor do que os pacientes diabéticos (Moraschini et al., 2016). Porém, ainda são necessários novos estudos para elucidar e clarificar o impacto da hiperglicemia sobre os implantes dentários (Insua et al., 2017).

III. Perda Óssea

A perda óssea marginal pode ser atribuída a vários fatores segundo Dibart et al. (2005) tais como:

1. Efeitos do trauma cirúrgico, como o descolamento ou a remoção de osso marginal e o dano ósseo aquando da perfuração;
2. Distribuição inadvertida de tensão para o osso marginal por aperto forçado dos acessórios na instalação ou por carregamento posterior inadequado. Isso pode estar relacionado a vários fatores tais como (Adell et al., 1981): Trauma devido à oclusão e/ou por relações desfavoráveis entre as arcadas;
3. Defeitos em relação à adaptação dos pilares, ajuste oclusal, entre outros. A profundidade de colocação e a localização da junção implante-pilar em relação à crista do osso pode também afetar a quantidade de perda óssea crestal peri-implantar (Al Amri et al., 2017);
4. Reabsorção fisiológica da mandíbula edêntula;
5. Gengivite que, se não tratada e progredindo para o periósteo, pode, a longo prazo, causar reabsorção óssea. (Adell et al., 1981).

Os fatores microbianos e oclusais são geralmente considerados os dois principais motivos para a falha de implantes (Dibart et al., 2005).

Diferentes fatores foram também relacionados à perda óssea crestal como a quantidade de tecido queratinizado, posição da junção implante-pilar, desenho do implante, história de periodontite ou mesmo o consumo de tabaco (Pico et al., 2019).

Anomalias metabólicas ou deficiências imunológicas podem, por exemplo, dar origem a complicações cirúrgicas podendo interferir na aposição e/ou remodelação óssea na interface osso-implante (Renvert & Quirynen, 2015). Outros pacientes podem apresentar algum grau de hipersensibilidade às partículas de titânio ou iões libertados da superfície do implante. A corrosão da superfície do implante ou a degradação do titânio da camada de dióxido podem libertar partículas que induzem reações inflamatórias nos tecidos peri-implantares (Insua et al., 2017).

Não apenas questões metabólicas influenciam a remodelação óssea. Alguns fatores específicos do paciente, como a ingestão de medicamentos, podem induzir mudanças nas células ósseas e na renovação óssea e levar a perda óssea em torno dos implantes dentários. Uma maior renovação óssea parece expor mais a superfície do implante e a mandíbula pode ser um local particularmente vulnerável. Inibidores da

recaptação da serotonina e os inibidores da bomba de prótons têm sido relacionados a um aumento na perda óssea e a uma maior falha dos implantes (Insua et al., 2017).

Assim sendo, os fatores de risco gerais tratam-se de fatores relacionados ao próprio indivíduo mas também a fatores que podem influenciar a suscetibilidade do paciente à infecção. Os fatores de risco que muitas vezes são destacados neste aspecto são:

- a. Doença periodontal segundo Daubert et al. (2015) e Renvert et al. (2014);
- b. Predisposição genética segundo Laine et al. (2006);
- c. Hábitos tabágicos segundo Rinke et al. (2011);
- d. Estado geral de saúde do indivíduo segundo Renvert et al. (2014);
- e. Doenças como a diabetes mellitus segundo Daubert et al. (2015);
- f. Motivação do indivíduo para comparecer nas consultas de cuidados de suporte, para realizar medidas de higiene oral adequadas segundo Rinke et al. (2011) e Rocuzzo et al. (2012).

IV – Conclusão

É importante saber que a perda óssea peri-implantar é um fenômeno fisiológico, de remodelação óssea, cuja etiologia precisa ainda não é totalmente conhecida. Para se desmistificar a normalização da perda óssea peri-implantar após a colocação de implantes é necessário ter em conta vários fatores: protéticos, cirúrgicos e biológicos.

O material constituinte do implante inclui-se num dos fatores protéticos relevantes, sendo aconselhado optar pelo titânio dada a sua biocompatibilidade, resistência, elasticidade, conformabilidade e por ser resistente à corrosão. A modificação da superfície de titânio promove uma osseointegração mais forte e rápida e acelera o processo de cicatrização desde a colocação do implante até à sua restauração.

Quanto ao pescoço do implante pode ou não ser polido. No caso de ser polido e de se encontrar abaixo do nível crestal há um aumento das forças de cisalhamento havendo perda óssea marginal e formando-se bolsas periodontais. Assim sendo, deve-se optar por um pescoço de implante rugoso, para que ocorra uma maior adesão celular e assim ocorra uma melhor integração dos tecidos moles ao pescoço do implante. O diâmetro do implante, por sua vez, ainda se trata de um fator em estudo e com opiniões controversas, apesar de muitos autores acreditarem que quanto maior o diâmetro do implante maior a perda óssea.

Outro fator a ter em conta trata-se de implantes de 1 ou 2 peças. Os de 1 peça apesar de manterem uma largura biológica semelhante ao dos dentes naturais, estão sujeitos logo após a sua colocação a forças. Os de 2 peças ao serem descobertos para que ocorra a colocação do pilar há uma possibilidade superior de infiltração bacteriana em comparação com os de peça única, e, para além disso o movimento que ocorre entre os componentes do implante durante a função, bem como o movimento criado durante o aperto e desaperto dos pilares, também pode iniciar a reabsorção óssea da crista alveolar. Nos implantes de 1 peça o micro-espaco é movido para longe da crista alveolar, ocorrendo menos perda óssea contudo, em termos estéticos por vezes pode tornar-se mais difícil devido ao risco de exposição do metal. A perda óssea nos implantes de 2 peças é significativamente dependente da localização da interface osso-implante. Se forem

colocados supra ou equicrestalmente há menor probabilidade de perda óssea, enquanto que se colocados abaixo do nível ósseo ocorre maior perda óssea.

As restaurações em zircónia apresentam resultados muito satisfatórios uma vez que possuem uma excelente biocompatibilidade com os tecidos do hospedeiro, dado se tratar de um material inerte, estruturalmente estável e com muito pouca corrosão. Optar pela zircónia polida promove uma melhor proliferação e adesão dos fibroblastos, apesar de ter sido demonstrado de que as bactérias são menos atraídas pela zircónia lisa. Para além do material constituinte da restauração, é importante definir como a vamos adaptar, se as cimentamos ou aparafusamos. As restaurações devem ser preferencialmente aparafusadas uma vez que nas cimentadas torna-se complexa a remoção dos excessos de cimento e caso haja alguma complicação com o parafuso do pilar apenas se poderá resolver a situação fazendo um acesso oclusal.

Aquando da colocação cirúrgica do implante é necessário que os valores do TI sejam os adequados (25-45 Ncm) de modo a evitar micromovimentos. Torques baixos promovem perda óssea, enquanto que TI mais altos dentro dos limites adequados levam a formação óssea e inibição da reabsorção. A qualidade óssea influencia diretamente a estabilidade primária do implante.

Um dos fatores mais preponderantes para que ocorra perda óssea zero é a espessura dos tecidos moles, sendo a indicada para proteger o osso subjacente de aproximadamente 4 mm. É fundamental que seja feito um diagnóstico dos tecidos moles verticais para que se alcancem os melhores resultados possíveis. Outros fatores como a sobrecarga oclusal ou mesmo alterações metabólicas como hiperglicémia, colesterol, níveis baixos de vitamina D, têm influência na perda óssea peri-implantar e não podem ser descurados.

É a combinação dos fatores cirúrgicos, protéticos e biológicos que permite alcançar a perda óssea zero em implantes que é fundamental para o sucesso do tratamento a longo e curto prazo.

V – Bibliografia

- Abrahamsson, I., Berglundh, T., Linder, E., Lang, N. P., & Lindhe, J. (2004). Early bone formation adjacent to rough and turned endosseous implant surfaces. An experimental study in the dog. *Clinical Oral Implants Research*, 15(4), 381–392. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2004.01082.x>
- Abrahamsson, I., Berglundh, T., Wennström, J. L., & Lindhe, J. (1996). The peri-implant hard and soft tissue at different implant systems. In *Clinical oral implants research* (Vol. 7, pp. 212–219).
- Abuhussein, H., Pagni, G., Rebaudi, A., & Wang, H.-L. (2010). The effect of thread pattern upon implant osseointegration: Review. *Clinical Oral Implants Research*, 21(2), 129–136. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01800.x>
- Adell, R. (1986). Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures: (I). A 3-year longitudinal prospective study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 15(1), 39–52. [https://doi.org/10.1016/S0300-9785\(86\)80010-2](https://doi.org/10.1016/S0300-9785(86)80010-2)
- Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B., & Branemark. (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International Journal of Oral Surgery*, 10(6), 387–416. [https://doi.org/10.1016/S0300-9785\(81\)80077-4](https://doi.org/10.1016/S0300-9785(81)80077-4)
- Aimetti, M., Ferrarotti, F., Mariani, G., Ghelardoni, C., & Romano, F. (2015). Soft Tissue and Crestal Bone Changes Around Implants with Platform-Switched Abutments Placed Nonsubmerged at Subcrestal Position: A 2-Year Clinical and Radiographic Evaluation. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 30(6), 1369–1377. <https://doi.org/10.11607/jomi.4017>
- Ajami, E., Bell, S., Liddell, R. S., & Davies, J. E. (2016). Early bone anchorage to micro- and nano-topographically complex implant surfaces in hyperglycemia. *Acta Biomaterialia*, 39, 169–179. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2016.05.017>
- Ajami, E., Mahno, E., Mendes, V. C., Bell, S., Moineddin, R., & Davies, J. E. (2014). Bone healing and the effect of implant surface topography on osteoconduction in hyperglycemia. *Acta Biomaterialia*, 10(1), 394–405. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2013.09.020>
- Akcalı, A., Trullenque-Eriksson, A., Sun, C., Petrie, A., Nibali, L., & Donos, N. (2017). What is the effect of soft tissue thickness on crestal bone loss around dental

- implants? A systematic review. *Clinical Oral Implants Research*, 28(9), 1046–1053. <https://doi.org/10.1111/clr.12916>
- Al Amri, M. D., Al-Johany, S. S., Al Baker, A. M., Al Rifaiy, M. Q., Abduljabbar, T. S., & Al-Kheraif, A. A. (2017). Soft tissue changes and crestal bone loss around platform-switched implants placed at crestal and subcrestal levels: 36-month results from a prospective split-mouth clinical trial. *Clinical Oral Implants Research*, 28(11), 1342–1347. <https://doi.org/10.1111/clr.12990>
- Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P., & Eriksson, A. R. (1986). The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1(1), 11–25. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3527955>
- Alghamdi, H. S., & Jansen, J. A. (2020). The development and future of dental implants. *Dental Materials Journal*, 39(2), 167–172. <https://doi.org/10.4012/dmj.2019-140>
- Annibali, S., Bignozzi, I., Cristalli, M. P., Graziani, F., La Monaca, G., & Polimeni, A. (2012). Peri-implant marginal bone level: A systematic review and meta-analysis of studies comparing platform switching versus conventionally restored implants. *Journal of Clinical Periodontology*, 39(11), 1097–1113. <https://doi.org/10.1111/j.1600-051X.2012.01930.x>
- Assaf, M., & Abu Gharbyeh, A. Z. (2014). Screw-retained crown restorations of single implants: A step-by-step clinical guide. *European Journal of Dentistry*, 8(4), 563–570. <https://doi.org/10.4103/1305-7456.143645>
- Atieh, M. A., Ibrahim, H. M., & Atieh, A. H. (2010). Platform Switching for Marginal Bone Preservation Around Dental Implants: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of Periodontology*, 81(10), 1350–1366. <https://doi.org/10.1902/jop.2010.100232>
- Baffone, G. M., Botticelli, D., Canullo, L., Scala, A., Beolchini, M., & Lang, N. P. (2012). Effect of mismatching abutments on implants with wider platforms - an experimental study in dogs. *Clinical Oral Implants Research*, 23(3), 334–339. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2011.02320.x>
- Baffone, G. M., Botticelli, D., Pantani, F., Cardoso, L. C., Schweikert, M. T., & Lang, N. P. (2011). Influence of various implant platform configurations on peri-implant tissue dimensions: An experimental study in dog. *Clinical Oral Implants Research*, 22(4), 438–444. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2010.02146.x>
- Berglundh, T. (1996). Dimension of the periimplant mucosa Biological width revisited.

- Journal of Clinical Periodontology*, 23(10), 971–973.
<https://doi.org/10.1111/j.1600-051X.1996.tb00520.x>
- Bermeo, S., Gunaratnam, K., & Duque, G. (2014). Fat and bone interactions. *Current Osteoporosis Reports*, 12(2), 235–242. <https://doi.org/10.1007/s11914-014-0199-y>
- Blanco, J., Pico, A., Caneiro, L., Nóvoa, L., Batalla, P., & Martín-Lancharro, P. (2018). Effect of abutment height on interproximal implant bone level in the early healing: A randomized clinical trial. *Clinical Oral Implants Research*, 29(1), 108–117. <https://doi.org/10.1111/clr.13108>
- Bosshardt, D. D., Chappuis, V., & Buser, D. (2017). Osseointegration of titanium, titanium alloy and zirconia dental implants: current knowledge and open questions. *Periodontology 2000*, 73(1), 22–40. <https://doi.org/10.1111/prd.12179>
- Brackett, M. G., Lockwood, P. E., Messer, R. L. W., Lewis, J. B., Bouillaguet, S., & Wataha, J. C. (2008). In vitro cytotoxic response to lithium disilicate dental ceramics. *Dental Materials*, 24(4), 450–456. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.06.013>
- Bratu, E. A., Tandlich, M., & Shapira, L. (2009). A rough surface implant neck with microthreads reduces the amount of marginal bone loss: A prospective clinical study. *Clinical Oral Implants Research*, 20(8), 827–832. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01730.x>
- Broggini, N., Mcmanus, L. M., Hermann, J. S., Medina, R., Oates, T. W., Schenk, R. K., Buser, D., Mellonig, J. T., & Cochran, D. L. (2003). *Persistent Acute Inflammation at the Implant-Abutment Interface*. 232–237.
- Broggini, N., Mcmanus, L. M., Medina, R., Schenk, R. K., Buser, D., & Cochran, D. L. (2005). Peri-implant Inflammation Defined by the. *J Dent*, 85(5), 473–478.
- Canullo, L., Fedele, G. R., Iannello, G., & Jepsen, S. (2010). Platform switching and marginal bone-level alterations: The results of a randomized-controlled trial. *Clinical Oral Implants Research*, 21(1), 115–121. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01867.x>
- Canullo, L., Goglia, G., Iurlaro, G., & Iannello, G. (2009). Short-term bone level observations associated with platform switching in immediately placed and restored single maxillary implants: a preliminary report. *The International Journal of Prosthodontics*, 22(3), 277–282.
- Cardaropoli, G., Lekholm, U., & Wennström, J. L. (2006). Tissue alterations at implant-supported single-tooth replacements: A 1-year prospective clinical study. *Clinical*

- Oral Implants Research*, 17(2), 165–171. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2005.01210.x>
- Carr, M. E. (2001). Diabetes mellitus: A hypercoagulable state. *Journal of Diabetes and Its Complications*, 15(1), 44–54. [https://doi.org/10.1016/S1056-8727\(00\)00132-X](https://doi.org/10.1016/S1056-8727(00)00132-X)
- Cavagni, J., de Macedo, I. C., Gaio, E. J., Souza, A., de Molon, R. S., Cirelli, J. A., Hoefel, A. L., Kucharski, L. C., Torres, I. L. da S., & Rösing, C. K. (2016). Obesity and Hyperlipidemia Modulate Alveolar Bone Loss in Wistar Rats. *Journal of Periodontology*, 87(2), e9–e17. <https://doi.org/10.1902/jop.2015.150330>
- Chang, P.-C., & Giannobile, W. V. (2012). Functional assessment of dental implant osseointegration. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 32(5), e147-53. <https://doi.org/10.11607/prd.00.1093>
- Choukroun, J., Khoury, G., Khoury, F., Russe, P., Testori, T., Komiyama, Y., Sammartino, G., Palacci, P., Tunalı, M., & Choukroun, E. (2014). Two neglected biologic risk factors in bone grafting and implantology: High low-density lipoprotein cholesterol and low serum vitamin D. *Journal of Oral Implantology*, 40(1), 110–114. <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-13-00062>
- Cionca, N., Hashim, D., & Mombelli, A. (2017). Zirconia dental implants: where are we now, and where are we heading? *Periodontology 2000*, 73(1), 241–258. <https://doi.org/10.1111/prd.12180>
- Cochran, D. L., Mau, L. P., Higginbottom, F. L., Wilson, T. G., Bosshardt, D. D., Schoolfield, J., & Jones, A. A. (2013). Soft and hard tissue histologic dimensions around dental implants in the canine restored with smaller-diameter abutments: a paradigm shift in peri-implant biology. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28(2), 494–502. <https://doi.org/10.11607/jomi.3081>
- Davarpanah, M., Martinez, H., & Tecucianu, J. F. (2000). Apical-coronal implant position: recent surgical proposals. Technical note. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15(6), 865–872. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11151587>
- Derks, J., Håkansson, J., Wennström, J. L., Tomasi, C., Larsson, M., & Berglundh, T. (2015). Effectiveness of implant therapy analyzed in a Swedish population: Early and late implant loss. *Journal of Dental Research*, 94, 44S-51S. <https://doi.org/10.1177/0022034514563077>
- Devlin, M. J., & Rosen, C. J. (2015). The bone-fat interface: Basic and clinical implications of marrow adiposity. *The Lancet Diabetes and Endocrinology*, 3(2),

- 141–147. [https://doi.org/10.1016/S2213-8587\(14\)70007-5](https://doi.org/10.1016/S2213-8587(14)70007-5)
- Dibart, S., Warbington, M., Su, M. F., & Ziedonis, S. (2005). In Vitro Evaluation of the Implant-Abutment Bacterial Seal: The Locking Taper System. *Yearbook of Dentistry*, 20(5), 732–737. [https://doi.org/10.1016/s0084-3717\(08\)70106-5](https://doi.org/10.1016/s0084-3717(08)70106-5)
- Dündar, S., Yaman, F., Ozupek, M. F., Saybak, A., Gul, M., Asutay, F., Kirtay, M., & Ozercan, I. H. (2016). The effects of high-fat diet on implant osseointegration: an experimental study. *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 42(4), 187. <https://doi.org/10.5125/jkaoms.2016.42.4.187>
- During, A., Penel, G., & Hardouin, P. (2015). Understanding the local actions of lipids in bone physiology. *Progress in Lipid Research*, 59(June), 126–146. <https://doi.org/10.1016/j.plipres.2015.06.002>
- Ericsson, I., Persson, L. G., Berglundh, T., Marinello, C. P., Lindhe, J., & Klinge, B. (1995). Different types of inflammatory reactions in peri-implant soft tissues. *Journal of Clinical Periodontology*, 22(3), 255–261. <https://doi.org/10.1111/j.1600-051X.1995.tb00143.x>
- Etoz, O. A., Demetoglu, U., & Ocak, H. (2014). New method to increase inter-alveolar height with preservation of crestal cortical bone for implant treatment. *Journal of Oral Implantology*, 40(5), 601–602. <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-12-00002>
- Fadini, G. P., Simoni, F., Cappellari, R., Vitturi, N., Galasso, S., Vigili de Kreutzenberg, S., Previato, L., & Avogaro, A. (2014). Pro-inflammatory monocyte-macrophage polarization imbalance in human hypercholesterolemia and atherosclerosis. *Atherosclerosis*, 237(2), 805–808. <https://doi.org/10.1016/j.atherosclerosis.2014.10.106>
- Farronato, D., Santoro, G., Canullo, L., Botticelli, D., Maiorana, C., & Lang, N. P. (2012). Establishment of the epithelial attachment and connective tissue adaptation to implants installed under the concept of “platform switching”: A histologic study in minipigs. *Clinical Oral Implants Research*, 23(1), 90–94. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2011.02196.x>
- Galindo-Moreno, P., León-Cano, A., Monje, A., Ortega-Oller, I., O’valle, F., & Catena, A. (2016). Abutment height influences the effect of platform switching on peri-implant marginal bone loss. *Clinical Oral Implants Research*, 27(2), 167–173. <https://doi.org/10.1111/clr.12554>
- Galindo-Moreno, P., León-Cano, A., Ortega-Oller, I., Monje, A., Suárez, F., O’Valle, F., Spinato, S., & Catena, A. (2014). Prosthetic abutment height is a key factor in peri-

- implant marginal bone loss. *Journal of Dental Research*, 93(7), 80S-85S.
<https://doi.org/10.1177/0022034513519800>
- Gorman, A., Kaye, E. K., Apovian, C., Fung, T. T., Nunn, M., & Garcia, R. I. (2012). Overweight and obesity predict time to periodontal disease progression in men. *Journal of Clinical Periodontology*, 39(2), 107–114. <https://doi.org/10.1111/j.1600-051X.2011.01824.x>
- Goto, T., Nagai, H., Egawa, K., Kim, Y. Il, Kato, S., Taimatsu, A., Sakamoto, T., Ebisu, S., Hohsaka, T., Miyagawa, H., Murakami, S., Takahashi, N., & Kawada, T. (2011). Farnesyl pyrophosphate regulates adipocyte functions as an endogenous PPAR γ agonist. *Biochemical Journal*, 438(1), 111–119.
<https://doi.org/10.1042/BJ20101939>
- Goyal, N., & Kaur, R. (2012). Effect Of Various Implant Surface Treatments On Osseointegration - A Literature Review. *Indian Journal of Dental Sciences.*, 4(4), 123–126.
- Griggs, J. A. (2017). Dental Implants. *Dental Clinics of North America*, 61(4), 857–871.
<https://doi.org/10.1016/j.cden.2017.06.007>
- Gross, M., Abramovich, I., & Weiss, E. I. (2000). Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a comparative study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 14(1), 94–100.
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10074758>
- Halfon, M., Phan, O., & Theta, D. (2015). Vitamin D: A review on its effects on muscle strength, the risk of fall, and frailty. *BioMed Research International*, 2015.
<https://doi.org/10.1155/2015/953241>
- Hämmerle, C. H. F., Brägger, U., Bürgin, W., & Lang, N. P. (1996). The effect of subcrestal placement of the polished surface of ITI® implants on marginal soft and hard tissues. In *Clinical Oral Implants Research* (Vol. 7, Issue 2, pp. 111–119).
<https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.1996.070204.x>
- Hanawa, T. (2020). Zirconia versus titanium in dentistry: A review. *Dental Materials Journal*, 39(1), 24–36. <https://doi.org/10.4012/dmj.2019-172>
- Hansson, S. (1999). The implante neck: smooth or provided with retention elements. In *Clinical Oral Implants Research* (Issue 10, pp. 394–405).
- Hardouin, P., Pansini, V., & Cortet, B. (2014). Bone marrow fat. *Joint Bone Spine*, 81(4), 313–319. <https://doi.org/10.1016/j.jbspin.2014.02.013>
- Hermann, F., Lerner, H., & Palti, A. (2007). Factors influencing the preservation of the

- periimplant marginal bone. *Implant Dentistry*, 16(2), 165–175. <https://doi.org/10.1097/ID.0b013e318065aa81>
- Hermann, J. S., Buser, D., Schenk, R. K., & Cochran, D. L. (2000). Crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged and submerged implants in the canine mandible. *Journal of Periodontology*, 71(9), 1412–1424. <https://doi.org/10.1902/jop.2000.71.9.1412>
- Hermann, J. S., Buser, D., Schenk, R. K., & Higginbottom, F. L. (2000). Biologic width around titanium implants. A physiologically formed and stable dimension over time. *Clinical Oral Implants Research*, 11(1), 1–11. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2000.011001001.x>
- Hermann, J. S., Buser, D., Schenk, R. K., Schoolfield, J., & Cochran, D. L. (2001). Biologic Width around one- and two-piece titanium implants - A histometric evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible. *Clinical Oral Implants Research*, 12(6), 559–571. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2001.120603.x>
- Hermann, J. S., Schoolfield, J., Schenk, R. K., Buser, D., & Cochran, D. L. (2001). Influence of the Size of the Microgap on Crestal Bone Changes Around Titanium Implants. A Histometric Evaluation of Unloaded Non-Submerged Implants in the Canine Mandible. *Journal of Periodontology*, 72(10), 1372–1383. <https://doi.org/10.1902/jop.2001.72.10.1372>
- Hoshaw, S. J., Brunski, J. B., & Cochran, G. V. B. (1994). Mechanical loading of brånemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 9(3), 1–33.
- Hürzeler, M., Fickl, S., Zuhr, O., & Wachtel, H. C. (2007). Peri-Implant Bone Level Around Implants With Platform-Switched Abutments: Preliminary Data From a Prospective Study. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 65(7 SUPPL.), 33–39. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2007.03.024>
- Insua, A., Monje, A., Wang, H.-L., & Miron, R. J. (2017). Basis of bone metabolism around dental implants during osseointegration and peri-implant bone loss. *Journal of Biomedical Materials Research - Part A*, 105(7), 2075–2089. <https://doi.org/10.1002/jbm.a.36060>
- Jemat, A., Ghazali, M. J., Razali, M., & Otsuka, Y. (2015). Surface modifications and their effects on titanium dental implants. *BioMed Research International*, 2015. <https://doi.org/10.1155/2015/791725>

- Jung, R., Pjetursson, B., Glauser, R., Zembic, A., Zwahlen, M., & Lang, N. P. (2008). A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clinical Oral Implants Research*, 19(2), 119–130. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2007.01453.x>
- Jung, R., Zembic, A., Pjetursson, B., Zwahlen, M., & Thoma, D. S. (2012). Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. *Clinical Oral Implants Research*, 23(SUPPL.6), 2–21. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2012.02547.x>
- Kang, Y. Il, Lee, D.-W., Park, K.-H., & Moon, I.-S. (2012). Effect of thread size on the implant neck area: Preliminary results at 1 year of function. *Clinical Oral Implants Research*, 23(10), 1147–1151. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2011.02298.x>
- Kano, S. C., Binon, P. P., & Curtis, D. A. (n.d.). A classification system to measure the implant-abutment microgap. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 22(6), 879–885. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18271368>
- Kelly, J., Lin, A., Wang, C. J., Park, S., & Nishimura, I. (2009). Vitamin D and bone physiology: Demonstration of vitamin D deficiency in an implant osseointegration rat model. *Journal of Prosthodontics*, 18(6), 473–478. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2009.00446.x>
- Keuroghlian, A., Barroso, A. D. V., Kirikian, G., Bezouglaia, O., Tintut, Y., Tetradis, S., Moy, P., Pirih, F., & Aghaloo, T. (2015). The effects of hyperlipidemia on implant osseointegration in the mouse femur. *Journal of Oral Implantology*, 41(2), e7–e11. <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-13-00105>
- King, G. N., Hermann, J. S., Schoolfield, J., Buser, D., & Cochran, D. L. (2002). Influence of the Size of the Microgap on Crestal Bone Levels in Non-Submerged Dental Implants: A Radiographic Study in the Canine Mandible. *Journal of Periodontology*, 73(10), 1111–1117. <https://doi.org/10.1902/jop.2002.73.10.1111>
- King, S., Klineberg, I., Levinger, I., & Brennan-Speranza, T. C. (2016). The effect of hyperglycaemia on osseointegration: a review of animal models of diabetes mellitus and titanium implant placement. *Archives of Osteoporosis*, 11(1). <https://doi.org/10.1007/s11657-016-0284-1>
- Koo, K.-T., Lee, E.-J., Kim, J.-Y., Seol, Y.-J., Han, J. S., Kim, T.-I., Lee, Y. M., Ku, Y., Wikesjö, U. M. E., & Rhyu, I. C. (2012). The Effect of Internal Versus External Abutment Connection Modes on Crestal Bone Changes Around Dental Implants: A

- Radiographic Analysis. *Journal of Periodontology*, 83(9), 1104–1109.
<https://doi.org/10.1902/jop.2011.110456>
- Koutouzis, T., Neiva, R., Nonhoff, J., & Lundgren, T. (2013). Placement of Implants with Platform-Switched Morse Taper Connections with the Implant-Abutment Interface at Different Levels in Relation to the Alveolar Crest: A Short-Term (1-Year) Randomized Prospective Controlled Clinical Trial. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28(6), 1553–1563.
<https://doi.org/10.11607/jomi.3184>
- Lavelle, C., Wedgwood, D., & Riess, G. (1980). A new implant philosophy. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 43(1), 71–77. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(80\)90356-x](https://doi.org/10.1016/0022-3913(80)90356-x)
- Lazzara, R. J., & Porter, S. S. (2006). Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 26(1), 9–17.
<https://doi.org/10.11607/prd.00.0670>
- Lee, A., Okayasu, K., & Wang, H.-L. (2010). Screw- versus cement-retained implant restorations: Current concepts. *Implant Dentistry*, 19(1), 8–15.
<https://doi.org/10.1097/ID.0b013e3181bb9033>
- Lindhe, J., Cecchinato, D., Bressan, E. A., Toia, M., Araújo, M. G., & Liljenberg, B. (2012). The alveolar process of the edentulous maxilla in periodontitis and non-periodontitis subjects. *Clinical Oral Implants Research*, 23(1), 5–11.
<https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2011.02205.x>
- Linkevicius, T. (2018). Is zero bone loss a possibility when placing implants? *International Dentistry South Africa*, 8(4), 34–36.
<http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=ddh&AN=131435013&site=ehost-live>
- Linkevicius, T. (2019). *Conceito de perda óssea zero*.
- Linkevicius, T., Apse, P., Grybauskas, S., & Puisys, A. (2009a). Reaction of crestal bone around implants depending on mucosal tissue thickness. A 1-year prospective clinical study. *Stomatologija / Issued by Public Institution "Odontologijos Studija" ... [et Al.]*, 11(3), 83–91.
- Linkevicius, T., Apse, P., Grybauskas, S., & Puisys, A. (2009b). The influence of soft tissue thickness on crestal bone changes around implants: a 1-year prospective controlled clinical trial. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*,

- 24(4), 712–719. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19885413>
- Linkevicius, T., Linkevicius, R., Alkimavicius, J., Linkeviciene, L., Andrijauskas, P., & Puisys, A. (2018). Influence of titanium base, lithium disilicate restoration and vertical soft tissue thickness on bone stability around triangular-shaped implants: A prospective clinical trial. *Clinical Oral Implants Research*, 29(7), 716–724. <https://doi.org/10.1111/clr.13263>
- Linkevicius, T., & Puisys, A. (2019). Screw-Retained Implant Restorations in the Aesthetic Zone. *Implants in the Aesthetic Zone*, 267–278. https://doi.org/10.1007/978-3-319-72601-4_13
- Linkevicius, T., Puisys, A., Steigmann, M., Vindasiute, E., & Linkeviciene, L. (2015). Influence of Vertical Soft Tissue Thickness on Crestal Bone Changes Around Implants with Platform Switching: A Comparative Clinical Study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 17(6), 1228–1236. <https://doi.org/10.1111/cid.12222>
- Linkevicius, T., Vindasiute, E., Puisys, A., & Peciuliene, V. (2011). The influence of margin location on the amount of undetected cement excess after delivery of cement-retained implant restorations. *Clinical Oral Implants Research*, 22(12), 1379–1384. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2010.02119.x>
- Liu, W., Zhang, S., Zhao, D., Zou, H., & Sun, N. (2014). Erratum: Vitamin D supplementation enhances the fixation of titanium implants in chronic kidney disease (PLoS ONE (2014) 9, 4 (e95689) DOI: 10.1371/journal.pone. 0095689). *PLoS ONE*, 9(6), 99972. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0099972>
- Maeda, Y., Miura, J., Taki, I., & Sogo, M. (2007). Biomechanical analysis on platform switching: Is there any biomechanical rationale? *Clinical Oral Implants Research*, 18(5), 581–584. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2007.01398.x>
- Mangano, F., Mortellaro, C., Mangano, N., & Mangano, C. (2016). Is Low Serum Vitamin D Associated with Early Dental Implant Failure? A Retrospective Evaluation on 1625 Implants Placed in 822 Patients. *Mediators of Inflammation*, 2016. <https://doi.org/10.1155/2016/5319718>
- Melis, D., Rossi, A., Pivonello, R., Del Puente, A., Pivonello, C., Cangemi, G., Negri, M., Colao, A., Andria, G., & Parenti, G. (2016). Reduced bone mineral density in glycogen storage disease type III: Evidence for a possible connection between metabolic imbalance and bone homeostasis. *Bone*, 86, 79–85. <https://doi.org/10.1016/j.bone.2016.02.012>

- Messer, R. L. W., Lockwood, P. E., Wataha, J. C., Lewis, J. B., Norris, S., & Bouillaguet, S. (2003). In vitro cytotoxicity of traditional versus contemporary dental ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(5), 452–458. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(03\)00533-X](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(03)00533-X)
- Miyata, Takashi, Kobayashi, Y., Araki, H., Ohto, T., & Shin, K. (2000). The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue: a histologic study in monkeys. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 13(5), 677–683. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9796152>
- Miyata, Toshio, Notoya, K., Yoshida, K., Horie, K., Maeda, K., Kurokawa, K., & Taketomi, S. (1997). Advanced Glycation End Products Enhance Osteoclast-Induced Bone Resorption in Cultured Mouse Unfractionated Bone Cells and in Rats Implanted Subcutaneously with Devitalized Bone Particles. *Journal of the American Society of Nephrology*, 8(2), 260–270.
- Mombelli, A., Van Oosten, M. A. C., Schiirch, E., & Lang, N. P. (1987). The microbiota associated with successfuoraiiing osseointegrated titanium impiants. *Oral Microbiology and Immunology*, 2, 145–151.
- Moraschini, V., Barboza, E. S. P., & Peixoto, G. A. (2016). The impact of diabetes on dental implant failure: a systematic review and meta-analysis. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 45(10), 1237–1245. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2016.05.019>
- Nascimento, G. G., Leite, F. R. M., Do, L. G., Peres, K. G., Correa, M. B., Demarco, F. F., & Peres, M. A. (2015). Is weight gain associated with the incidence of periodontitis? A systematic review and meta-analysis. *Journal of Clinical Periodontology*, 42(6), 495–505. <https://doi.org/10.1111/jcpe.12417>
- Nishioka, R. S., De Vasconcellos, L. G. O., & De Melo Nishioka, G. N. (2011). Comparative strain gauge analysis of external and internal hexagon, morse taper, and influence of straight and offset implant configuration. *Implant Dentistry*, 20(2), e24–e32. <https://doi.org/10.1097/ID.0b013e318211fce8>
- Nóvoa, L., Batalla, P., Caneiro, L., Pico, A., Liñares, A., & Blanco, J. (2017). Influence of Abutment Height on Maintenance of Peri-implant Crestal Bone at Bone-Level Implants: A 3-Year Follow-up Study. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 37(5), 721–727. <https://doi.org/10.11607/prd.2762>
- Oh, T.-J., Yoon, J., Misch, C. E., & Wang, H.-L. (2002). The Causes of Early Implant Bone Loss: Myth or Science? *Journal of Periodontology*, 73(3), 322–333.

- <https://doi.org/10.1902/jop.2002.73.3.322>
- Peñarrocha-Diago, M. A., Flichy-Fernández, A. J., Alonso-González, R., Peñarrocha-Oltra, D., Balaguer-Martínez, J., & Peñarrocha-Diago, M. (2013). Influence of implant neck design and implant-abutment connection type on peri-implant health. Radiological study. *Clinical Oral Implants Research*, 24(11), 1192–1200. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2012.02562.x>
- Peñarrocha-Diágo, M., Carrillo-García, C., Boronat-Lopez, A., & García-Mira, B. (2008). Comparative study of wide-diameter implants placed after dental extraction and implants positioned in mature bone for molar replacement. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 23(3), 497–501.
- Peñarrocha, M., Palomar, M., Sanchis, J. M., Guarinos, J., & Balaguer, J. (2016). Radiologic study of marginal bone loss around 108 dental implants and its relationship to smoking, implant location, and morphology. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 19(6), 861–867. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15623062>
- Piao, C. M., Lee, J. E., Koak, J. Y., Kim, S. K., Rhyu, I. C., Han, C. H., Herr, Y., & Heo, S. J. (2009). Marginal bone loss around three different implant systems: Radiographic evaluation after 1 year. *Journal of Oral Rehabilitation*, 36(10), 748–754. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2009.01988.x>
- Piattelli, A., Vrespa, G., Petrone, G., Iezzi, G., Annibali, S., & Scarano, A. (2003). Role of the Microgap Between Implant and Abutment: A Retrospective Histologic Evaluation in Monkeys. *Journal of Periodontology*, 74(3), 346–352. <https://doi.org/10.1902/jop.2003.74.3.346>
- Pico, A., Martín-Lancharro, P., Caneiro, L., Nóvoa, L., Batalla, P., & Blanco, J. (2019). Influence of abutment height and implant depth position on interproximal peri-implant bone in sites with thin mucosa: A 1-year randomized clinical trial. *Clinical Oral Implants Research*, 30(7), 595–602. <https://doi.org/10.1111/clr.13443>
- Pjetursson, B., Thoma, D., Jung, R., Zwahlen, M., & Zembic, A. (2012). A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clinical Oral Implants Research*, 23(SUPPL.6), 22–38. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2012.02546.x>
- Prosper, L., Pasi, M., Zarone, F., & Gherlone, E. (2010). A randomized prospective multicenter trial evaluating the platform-switching technique for the prevention of

- postrestorative crestal bone loss. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 104(5), 305. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(10\)60145-x](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(10)60145-x)
- Puchades-Roman, L., Palmer, R. M., Palmer, P. J., Howe, L. C., Ide, M., & Wilson, R. F. (2000). A clinical, radiographic, and microbiologic comparison of Astra Tech and Brånemark single tooth implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 2(2), 78–84. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2000.tb00109.x>
- Puisys, A., & Linkevicius, T. (2015). The influence of mucosal tissue thickening on crestal bone stability around bone-level implants. A prospective controlled clinical trial. *Clinical Oral Implants Research*, 26(2), 123–129. <https://doi.org/10.1111/clr.12301>
- Quirynen, M., Abarca, M., Van Assche, N., Nevins, M., & Van Steenberghe, D. (2007). Impact of supportive periodontal therapy and implant surface roughness on implant outcome in patients with a history of periodontitis. *Journal of Clinical Periodontology*, 34(9), 805–815. <https://doi.org/10.1111/j.1600-051X.2007.01106.x>
- Quirynen, M., Bollen, C. M. L., Eyseen, H., & Van Steenberghe, D. (1994). Microbial penetration along the implant components of the Branemark System. *Clinical Oral Implants Research*, 5, 239–244.
- Reid, I. R. (2010). Fat and bone. *Archives of Biochemistry and Biophysics*, 503(1), 20–27. <https://doi.org/10.1016/j.abb.2010.06.027>
- Renvert, S., & Quirynen, M. (2015). Risk indicators for peri-implantitis. A narrative review. *Clinical Oral Implants Research*, 26, 15–44. <https://doi.org/10.1111/clr.12636>
- Roberts, W. E., Garetto, L. P., & De Castro, R. A. (1989). Remodeling of devitalized bone threatens periosteal margin integrity of endosseous titanium implants with threaded or smooth surfaces: indications for provisional loading and axially directed occlusion. *Journal (Indiana Dental Association)*, 68(4), 19–24.
- Ruales-Carrera, E., Pauletto, P., Apaza-Bedoya, K., Volpato, C. A. M., Özcan, M., & Benfatti, C. A. M. (2019). Peri-implant tissue management after immediate implant placement using a customized healing abutment. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 31(6), 533–541. <https://doi.org/10.1111/jerd.12512>
- Sailer, I., Philipp, A., Zembic, A., Pjetursson, B., Hämmerle, C. H. F., & Zwahlen, M. (2009). A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clinical Oral Implants*

- Research*, 20(SUPPL. 4), 4–31. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01787.x>
- Sakai, S., Takaishi, H., Matsuzaki, K., Kaneko, H., Furukawa, M., Miyauchi, Y., Shiraishi, A., Saito, K., Tanaka, A., Taniguchi, T., Suda, T., Miyamoto, T., & Toyama, Y. (2009). 1-Alpha, 25-dihydroxy vitamin D3 inhibits osteoclastogenesis through IFN-beta-dependent NFATc1 suppression. *Journal of Bone and Mineral Metabolism*, 27(6), 643–652. <https://doi.org/10.1007/s00774-009-0084-4>
- Salomó-Coll, O., de Maté-Sánchez, J. E. V., Ramírez-Fernandez, M. P., Hernández-Alfaro, F., Gargallo-Albiol, J., & Calvo-Guirado, J. L. (2018). Osseointuctive elements around immediate implants for better osteointegration: a pilot study in foxhound dogs. *Clinical Oral Implants Research*, 29(11), 1061–1069. <https://doi.org/10.1111/clr.12809>
- Salomó-Coll, O., Maté-Sánchez de Val, J. E., Ramírez-Fernandez, M. P., Hernández-Alfaro, F., Gargallo-Albiol, J., & Calvo-Guirado, J. L. (2016). Topical applications of vitamin D on implant surface for bone-to-implant contact enhance: a pilot study in dogs part II. *Clinical Oral Implants Research*, 27(7), 896–903. <https://doi.org/10.1111/clr.12707>
- Schroeder, A. (1974). [The Herskovits implant. Preliminary report on a new implantation method]. *Schweizerische Monatsschrift Fur Zahnheilkunde = Revue Mensuelle Suisse d'odonto-Stomatologie*, 84(7), 742–747.
- Schulze-Späte, U., Dietrich, T., Wu, C., Wang, K., Hasturk, H., & Dibart, S. (2016). Systemic vitamin D supplementation and local bone formation after maxillary sinus augmentation - a randomized, double-blind, placebo-controlled clinical investigation. *Clinical Oral Implants Research*, 27(6), 701–706. <https://doi.org/10.1111/clr.12641>
- Song, D.-W., Lee, D.-W., Kim, C.-K., Park, K.-H., & Moon, I.-S. (2009). Comparative Analysis of Peri-Implant Marginal Bone Loss Based on Microthread Location: A 1-Year Prospective Study After Loading. *Journal of Periodontology*, 80(12), 1937–1944. <https://doi.org/10.1902/jop.2009.090330>
- Spinato, S., Bernardello, F., Sassatelli, P., & Zaffe, D. (2017). Hybrid Implants in Healthy and Periodontally Compromised Patients: A Preliminary Clinical and Radiographic Study. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 37(2), 195–202. <https://doi.org/10.11607/prd.3140>
- Suárez-López del Amo, F., Lin, G.-H., Monje, A., Galindo-Moreno, P., & Wang, H.-L. (2016). Influence of Soft Tissue Thickness on Peri-Implant Marginal Bone Loss: A

- Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of Periodontology*, 87(6), 690–699. <https://doi.org/10.1902/jop.2016.150571>
- Tall, A. R., & Yvan-Charvet, L. (2015). Cholesterol, inflammation and innate immunity. *Nature Reviews Immunology*, 15(2), 104–116. <https://doi.org/10.1038/nri3793>
- Tarnow, D. P., Cho, S. C., & Wallace, S. S. (2000). The Effect of Inter-Implant Distance on the Height of Inter-Implant Bone Crest. *Journal of Periodontology*, 71(4), 546–549. <https://doi.org/10.1902/jop.2000.71.4.546>
- Teng, F. Y., Ko, C. L., Kuo, H. N., Hu, J. J., Lin, J. H., Lou, C. W., Hung, C. C., Wang, Y. L., Cheng, C. Y., & Chen, W. C. (2012). A comparison of epithelial cells, fibroblasts, and osteoblasts in dental implant titanium topographies. *Bioinorganic Chemistry and Applications*, 2012. <https://doi.org/10.1155/2012/687291>
- Tetè, S., Zizzari, V., De Carlo, A., Sinjari, B., & Gherlone, E. (2012). Macroscopic and microscopic evaluation of a new implant design supporting immediately loaded full arch rehabilitation. *Annali Di Stomatologia*, 3(2), 44–50. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23087785> <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC3476494>
- Tomasi, C., Sanz, M., Cecchinato, D., Pjetursson, B., Ferrus, J., Lang, N. P., & Lindhe, J. (2010). Bone dimensional variations at implants placed in fresh extraction sockets: A multilevel multivariate analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 21(1), 30–36. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01848.x>
- Vashishth, D. (2007). The role of the collagen matrix in skeletal fragility. *Current Osteoporosis Reports*, 5(2), 62–66. <https://doi.org/10.1007/s11914-007-0004-2>
- Vela-Nebot, X., Méndez-Blanco, V., Rodríguez-Ciurana, X., Segalá-Torres, M., & Gil-Lozano, J. A. (2011). Implant positioning when replacing the four maxillary incisors: a platform-switched treatment option. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 31(4), 375–381. <https://doi.org/10.11607/prd.00.0997>
- Vela-Nebot, X., Rodríguez-Ciurana, X., Rodado-Alonso, C., & Segalá-Torres, M. (2006). Benefits of an Implant Platform Modification Technique to Reduce Crestal Bone Resorption. *Implant Dentistry*, 15(3), 313–320. <https://doi.org/10.1097/01.id.0000226788.19742.32>
- Vervaeke, S., Collaert, B., Cosyn, J., & De Bruyn, H. (2016). A 9-Year Prospective Case Series Using Multivariate Analyses to Identify Predictors of Early and Late Peri-Implant Bone Loss. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 18(1), 30–39.

<https://doi.org/10.1111/cid.12255>

- Vervaeke, S., Dierens, M., Besseler, J., & De Bruyn, H. (2014). The influence of initial soft tissue thickness on peri-implant bone remodeling. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 16(2), 238–247. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2012.00474.x>
- Wadhvani, C., Piñeyro, A., & Avots, J. (2011). An esthetic solution to the screw-retained implant restoration: Introduction to the implant crown adhesive plug. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 23(3), 138–143. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2011.00423.x>
- Wasiluk, G., Chomik, E., Gehrke, P., Pietruska, M., Skurska, A., & Pietruski, J. (2017). Incidence of undetected cement on CAD/CAM monolithic zirconia crowns and customized CAD/CAM implant abutments. A prospective case series. *Clinical Oral Implants Research*, 28(7), 774–778. <https://doi.org/10.1111/clr.12879>
- Wittneben, J.-G., Joda, T., Weber, H. P., & Brägger, U. (2017). Screw retained vs. cement retained implant-supported fixed dental prosthesis. *Periodontology 2000*, 73(1), 141–151. <https://doi.org/10.1111/prd.12168>
- Wittneben, J.-G., Millen, C., & Bern, U. (2014). Clinical Performance of Screw- Versus Reconstructions — A Systematic Review Clinical Performance of Screw- Versus Cement-Retained. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 29, 84–98.
- Zhou, C., Li, Y., Wang, X., Shui, X., & Hu, J. (2012). 1,25Dihydroxy vitamin D3 improves titanium implant osseointegration in osteoporotic rats. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, 114(SUPPL. 5), 174–178. <https://doi.org/10.1016/j.oooo.2011.09.030>